

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ

JOSÉ EDUARDO GUBAUA

ANÁLISE NUMÉRICA DA INFLUÊNCIA DA RIGIDEZ DE PRÓTESES FEMORAIS
NO PROCESSO DE REMODELAÇÃO ÓSSEA ASSOCIADO À TÉCNICA
CIRÚRGICA DE ARTROPLASTIA TOTAL DE QUADRIL

CURITIBA

2016

JOSÉ EDUARDO GUBAUA

ANÁLISE NUMÉRICA DA INFLUÊNCIA DA RIGIDEZ DE PRÓTESES FEMORAIS
NO PROCESSO DE REMODELAÇÃO ÓSSEA ASSOCIADO À TÉCNICA
CIRÚRGICA DE ARTROPLASTIA TOTAL DE QUADRIL

Dissertação apresentada como requisito parcial à
obtenção o grau de Mestre em Engenharia Mecânica,
no curso de pós-Graduação em engenharia Mecânica,
Setor de Tecnologia, Universidade Federal do Paraná.

Orientador: Prof. Jucélio Tomás Pereira, *D.Sc.*

CURITIBA

2016

D921a

Gubaua, José Eduardo

Análise numérica da influência da rigidez de próteses femorais no processo de remodelação óssea associado à técnica cirúrgica de artroplastia total de quadril/ José Eduardo Gubaua. – Curitiba, 2016.

161f. : il. color. ; 30 cm.

Dissertação - Universidade Federal do Paraná, Setor de Tecnologia, Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica, 2016.

Orientador: Jucélio Tomás Pereira.

Bibliografia: p. 150-159.

1. Remodelação óssea. 2. Método dos elementos finitos. 3. Prótese de quadril. 4. Osseointegração. I. Universidade Federal do Paraná. II. Pereira, Jucélio Tomás. III. Título.

CDD: 617.4710592

TERMO DE APROVAÇÃO

JOSÉ EDUARDO GUBAUA

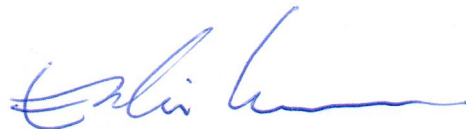
ANÁLISE NUMÉRICA DA INFLUÊNCIA DA RIGIDEZ DE PRÓTESES FEMORAIS NO PROCESSO DE REMODELAÇÃO ÓSSEA ASSOCIADO À TÉCNICA CIRÚRGICA DE ARTROPLASTIA TOTAL DE QUADRIL

Dissertação aprovada como requisito parcial à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica do Curso de Mestrado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal do Paraná, na área de concentração Fenômenos de Transporte e Mecânica dos Sólidos.

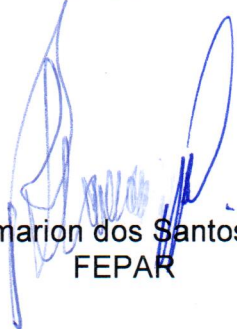
Banca Examinadora:



Prof. Dr. Carlos Rodrigo de Mello Roesler
UFSC



Prof. Dr. Emílio Graciliano Ferreira Mercuri
UFPR



Prof. Dr. Flamarion dos Santos Batista
FEPAR



Prof. Dr. José Aguiomar Foggato
UTFPR

Curitiba, 25 de fevereiro de 2016.

A algumas pessoas fundamentais,

Minha mãe, Lucena, simplesmente a melhor.

Minha tia, Mere, um dos meus portos seguros.

Minha orientadora da graduação, Professora Juliana, umas das melhores pessoas que eu tive o prazer de conhecer.

Minha amiga Gabriela, a menina... você é *power!*

Por fim, mas não menos importante, a meu orientador, o excelentíssimo, Professor Jucélio.

AGRADECIMENTOS

Inicialmente, a Deus. Obrigado pelas oportunidades que tive até hoje.

Agradeço e muito, a meu orientador, Professor Jucélio Tomás Pereira, não só pela orientação, mas pelas conversas, conselhos e amizade. Um exemplo de profissionalismo e pessoa. Foi um prazer enorme desenvolver toda esta pesquisa com sua orientação.

A minha família por ser meu porto seguro, em especial minha mãe Lucena (minha heroína), minha tia Mere e meus irmãos, Lucas e Daniel.

A minha orientadora da graduação, Professora Juliana Porto Renó Di Nicoló. Não tenho palavras para agradece-la. Uma das pessoas que mais acreditou e que me ajudou não só na graduação, mas na vida. Tenho muito orgulho de ter sido seu aluno.

A todos os professores que tive a oportunidade de conhecer durante toda a vida acadêmica e que me inspiraram a chegar até aqui.

A minha amiga e colega de *biomechanics*, Gabriela Wessling Oening Dicati, "A menina", pelo companheirismo, amizade e por fazer o laboratório um lugar legal e do verdadeiro caos (kkkk).

A meus amigos, desde a infância, colégios, escola técnica, engenharia e mestrado. Em especial a Eduardo Roberto Almeida, Lin Yu Ming, Felipe Zuk Kuss, Arthur Guilherme Martins Moreira, Haydan Felipe Salem Griebeler e Gilson Viera.

Aos colegas do Laboratório de Vibrações e Sons (LaVibS) e de Mecânica dos Sólidos Computacional (LaSCom) da Universidade Federal do Paraná.

Ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica (PG-Mec) por propiciar as condições necessárias para o desenvolvimento deste trabalho.

A Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) por possibilitar, através de apoio financeiro, a realização deste trabalho.

A todos que de alguma forma contribuíram para o desenvolvimento desta pesquisa.

A todos vocês, meu MUITO OBRIGADO \M/ !!!!!

Seja você mesmo.
Aquele que tenta agradar a todos morre
cheio de arrependimentos.

James Hetfield

Nasça para perder, viva para vencer.
(*Born to lose, Live to win* – **Lemmy Kilmister,**
Motörhead [24/12/1945 – 28/12/2015])

Demore o tempo que for para decidir o que quer da
vida e depois que decidir não recue ante nenhum
pretexto, porque o mundo tentará te dissuadir.
(**Friedrich Nietzsche**)

RESUMO

O tecido ósseo é um material anisotrópico e heterogêneo, capaz de alterar sua estrutura interna e se adaptar aos esforços a que está submetido. Este processo é denominado remodelação óssea. Sua adaptação pode ser exemplificada quando da colocação de uma prótese, visto que os esforços passam a ser transmitidos predominantemente pelo componente. Para a articulação do quadril, a necessidade da utilização da prótese dá-se devido a doenças que afetam os tecidos ósseo e cartilaginoso da articulação. Para sua correção, uma das cirurgias realizadas pode ser a Artroplastia Total de Quadril. A prótese é produzida com um material biocompatível, mas que possui uma maior rigidez quando comparado osso. Assim, grande parte dos esforços mecânicos não são mais transmitidos ao tecido, levando a um processo de reabsorção óssea adaptativa. A importância do estudo das alterações causadas por uma prótese é refletida no número de procedimentos realizados por ano na população. Só no Brasil foram realizados 14.773 procedimentos cirúrgicos entre de janeiro de 2013 e setembro de 2014, resultando em um aumento de 42% em relação a 2012. No corrente estudo, objetiva-se avaliar o comportamento deste processo após a instalação de próteses junto ao fêmur humano, sendo estas confeccionadas com materiais metálicos e um material virtual. São utilizados dois componentes. O primeiro é o de Charnley com cabeça femoral de 22 mm de diâmetro, haste com 160 mm de comprimento e seção transversal circular. A segunda prótese possui cabeça femoral de mesmo diâmetro, porém com haste de 70 mm de comprimento e seção transversal variável. Visto que a rigidez do material da prótese é de fundamental importância no processo, três materiais são avaliados. Dois são metálicos e frequentemente utilizados, sendo as ligas de cromo-cobalto F90 e de titânio F136. O terceiro material é denominado virtual e é mais flexível quando comparado aos dois primeiros. Outro aspecto fundamental é quanto a fixação da prótese, a qual poder ser através da cimentação ou da osseointegração. Este modo considera o crescimento e adesão do tecido ósseo no interior da superfície da haste da prótese. A interface osso/prótese é considerada com adesão total, portanto uma osseointegração completa. Para simular a adaptação óssea em torno da prótese é utilizado o Método dos Elementos Finitos acoplado aos modelos de remodelação anisotrópico e isotrópico de Stanford. Um carregamento tridimensional é utilizado, o qual simula um passo de uma caminhada. Para avaliação dos resultados utiliza-se o método de imagem de Gruen. Ambos os modelos de remodelação óssea apresentam sinais radiológicos que são visualizados em radiografias de fêmures com próteses, o que possibilita a sua utilização. Os materiais com maior flexibilidade facilitam a transmissão de carregamentos ao tecido hospedeiro, o que possibilita menores níveis de reabsorção óssea ao longo da interface osso/prótese. A geometria é outro fator importante na adaptação óssea e transmissão de carregamento. Quanto maior o comprimento e seção transversal, maior será a absorção de carregamentos, podendo gerar reabsorção demasiada ao longo do osso.

PALAVRAS-CHAVE: Remodelação Óssea Adaptativa, Método dos Elementos Finitos, Próteses de quadril, Modelo Isotrópico de Stanford, Osseointegração.

ABSTRACT

Bone tissue is an anisotropic and heterogenic material that is able to change its internal structure and adapt itself to the efforts that is subject. This process is call bone remodeling. This adaptation process may be exemplified by installing a prosthesis, because the efforts are transmitted by the component. For a hip joint, a prosthesis is necessary when illness happen in bone and cartilaginous tissues that compose the joint. The surgery to repair the joint is call Total Hip Arthroplasty. A biocompatible material used in prostheses, but with a higher stiffness than bone tissue, and due it, bone tissue does not receive the greater part of the effort and then, is not stimulated like before. This start an adaptive bone resorption process. The importance of the study of the changes caused by a component inserted is reflected in number of surgical procedures performed per year. In Brazil 14.773 procedures were performed between January 2013 and September 2014. This number results in an improve of 42% compared to 2012. This study aims to evaluate the behavior of adaptive bone resorption process after the installation of prostheses in bone tissue. Metallic and a virtual materials used in prostheses. Two kind of components are used. The first is Chanrley prosthesis with a 22 mm femoral head, 160 mm stem and circulate transverse section. The second prosthesis also has a 22 mm femoral head, but a 70 mm stem and a variable transverse section. An aspect very important in this process is the material stiffness of the prosthesis, thus, three materials are used. Two are metallic materials and are very used, being a cobalt chrome (F90) and titanium (F136) alloy. Other material is call virtual and is more flexible than first two materials. Another fundamental aspect is the method to attach the prosthesis in bone tissue, which can be through a cement layer or via an osseointegrated bone/prosthesis interface. This method considers bone growth and accession in stem surface. A total accession used in interface, therefore, a complete osseointegration process. Finite Element Method coupled with Stanford isotropic and anisotropic bone remodeling models simulate the bone adaptive around the prosthesis. A three-dimensional load case is used, which simulate a step of a walk. The Gruen zones method is utilized to evaluate the results. Both bone remodeling models present radiologic signals that can be viewed in a total hip arthroplasty radiography, and then, they can be utilized for this kind of analysis. More flexibility materials improve the load transmission to the host tissue, and this allows lower levels of bone resorption in bone/prosthesis interface. The geometry is other important factor in bone adaptation and load transmission. Prosthesis with big length and cross section, absorb more loads than others ones, and this can produce high levels of resorption over the whole bone.

KEYWORDS: Adaptive Bone Remodeling, Finite Element Method, Hip prosthesis, Stanford Isotropic and anisotropic Models, Osseointegration.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1.1: NÚMERO DE ATQ'S REALIZADAS POR 100.000 HABITANTES NO ANO DE 2009 (OU PRÓXIMO AO ANO DE AVALIAÇÃO).....	26
FIGURA 2.1: REPRESENTAÇÃO DA ESTRUTURA DO OSSO CORTICAL	31
FIGURA 2.2: PLANOS ORTOGONAIS DE REFERÊNCIA.....	32
FIGURA 2.3: DISPOSIÇÃO DOS OSSOS EXISTENTES AO LONGO DOS MEMBROS INFERIORES DO CORPO HUMANO.....	33
FIGURA 2.4: ARTICULAÇÃO DO QUADRIL	35
FIGURA 2.5: ACETÁBULO	37
FIGURA 2.6: FÊMUR DIREITO.....	38
FIGURA 2.7: REGIÃO PROXIMAL DO FÊMUR	39
FIGURA 2.8: MOVIMENTOS DE ROTAÇÃO NOS MEMBROS INFERIORES.....	41
FIGURA 2.9: MÚSCULATURA DA REGIÃO GLÚTEA	42
FIGURA 2.10: ETAPAS REFERENTES AO PROCESSO DE R.O.	44
FIGURA 2.11: REPRESENTAÇÃO DE UMA ARTICULAÇÃO DO QUADRIL APÓS A REALIZAÇÃO DA ATQ COM UTILIZAÇÃO DE PRÓTESE TOTAL DE QUADRIL	46
FIGURA 2.12: MODELO DE PRÓTESE TOTAL DE QUADRIL NÃO CIMENTADA ..	48
FIGURA 2.13: FORMAS DE FIXAÇÃO DE UMA PRÓTESE FEMORAL.....	50
FIGURA 2.14: DIVISÃO DO OSSO OPERADO ATRAVÉS DAS SETE ZONAS DE GRUEN	61
FIGURA 2.15: NÍVEIS DE REABSORÇÃO ÓSSEA NO ACOMPANHAMENTO CLÍNICO DE PACIENTES APÓS O PROCEDIMENTO DA ATQ	71
FIGURA 3.1: ELEMENTO FINITO TRIANGULAR LINEAR DE TRÊS NÓS E 6 GRAUS DE LIBERDADE.....	75
FIGURA 3.2: ELEMENTO FINITO TETRAÉDRICO LINEAR DE 4 NÓS E 12 GRAUS DE LIBERDADE	76
FIGURA 3.3: COMPORTAMENTO DA TAXA DE R.O. (\dot{r}) DO MODELO.	82
FIGURA 3.4: FUNÇÃO DE APROXIMAÇÃO DA ÁREA SUPERFICIAL ESPECÍFICA (S_v) EM FUNÇÃO DA DENSIDADE APARENTE SEGUNDO CORSO (2006).....	83
FIGURA 4.1: SÓLIDO TRIDIMENSIONAL DO FÊMUR HUMANO PARA A ANÁLISE ANTES DA REALIZAÇÃO DA ATQ.	89
FIGURA 4.2: MODELOS DO FÊMUR APÓS A ATQ E PRÓTESES UTILIZADAS...	90

FIGURA 4.3: CARREGAMENTO GLOBAL QUE SIMULA UM PASSO DE UMA CAMINHADA APLICADO NO MODELO INICIAL DO FÊMUR HUMANO	92
FIGURA 4.4: CONDIÇÕES DE CONTORNO DE DIRICHLET APLICADAS AO MODELO SÓLIDO DO FÊMUR	93
FIGURA 4.5: MALHAS DE ELEMENTOS FINITOS	94
FIGURA 4.6: MUDANÇA DO NÚMERO DE CICLOS, n_i , APÓS A ATQ (M = MESES).	97
FIGURA 5.1: DISTRIBUIÇÕES DE DENSIDADES (KG/MM ³) CONSIDERANDO O MODELO ISOTRÓPICO DE STANFORD.....	99
FIGURA 5.2: DISTRIBUIÇÕES DE DENSIDADES (KG/MM ³) CONSIDERANDO O MODELO ANISOTRÓPICO DE STANFORD.....	100
FIGURA 5.3: RAFIOGRAFIA DE UM FÊMUR HUMANO.	100
FIGURA 5.4: CAMPOS DE DENSIDADE (KG/MM ³) FINAL E RECUPERADO PARA A PRÓTESE DE CHANRLEY.....	101
FIGURA 5.5: CAMPOS DE DENSIDADE (KG/MM ³) FINAL E RECUPERADO PARA A PRÓTESE DE SEÇÃO VARIÁVEL	101
FIGURA 5.6: DISTRIBUIÇÃO DE DENSIDADES (KG/MM ³) REFERENTE AO MODELO ISOTRÓPICO DE STANFORD APÓS A INSTALAÇÃO DA PRÓTESE DE CHANRLEY CONFECCIONADA COM A LIGA F90. .	103
FIGURA 5.7: DISTRIBUIÇÃO DE DENSIDADES (KG/MM ³) REFERENTE AO MODELO ISOTRÓPICO DE STANFORD APÓS A INSTALAÇÃO DA PRÓTESE DE CHANRLEY CONFECCIONADA COM A LIGA F136	105
FIGURA 5.8: DISTRIBUIÇÃO DE DENSIDADES (KG/MM ³) REFERENTE AO MODELO ISOTRÓPICO DE STANFORD APÓS A INSTALAÇÃO DA PRÓTESE DE CHANRLEY CONFECCIONADA COM O MATERIAL VIRTUAL	107
FIGURA 5.9: SEÇÕES TRANSVERSAIS CONTENDO A DISTRIBUIÇÃO DE DENSIDADES (KG/MM ³) PARA CADA MATERIAL APLICADO À PRÓTESE	109
FIGURA 5.10: CAMPOS DE TENSÕES (MPA) MÁXIMAS DE COMPRESSÃO E TRAÇÃO NA INTERFACE OSSO/PRÓTESE.....	110
FIGURA 5.11: CAMPO DE TENSÕES DE VON MISES (MPA) OCORRENTE NA PRÓTESE DE CHANRLEY.....	112
FIGURA 5.12: DISTRIBUIÇÃO DE DENSIDADES (KG/MM ³) REFERENTE AO MODELO ISOTRÓPICO DE STANFORD APÓS A INSTALAÇÃO DA	

PRÓTESE DE SEÇÃO VARIÁVEL CONFECCIONADA COM O MATERIAL F90	114
FIGURA 5.13: NÍVEIS DE TENSÕES (MPa) MÁXIMA DE TRAÇÃO E COMPRESSÃO, PARA A PRÓTESE CONFECCIONADA COM A LIGA F90	116
FIGURA 5.14: DISTRIBUIÇÃO DE DENSIDADES (KG/MM ³) REFERENTE AO MODELO ISOTRÓPICO DE STANFORD APÓS A INSTALAÇÃO DA PRÓTESE DE SEÇÃO VARIÁVEL CONFECCIONADA COM O MATERIAL F136	117
FIGURA 5.15: NÍVEIS DE TENSÕES (MPa) MÁXIMA DE TRAÇÃO E COMPRESSÃO, PARA A PRÓTESE CONFECCIONADA COM A LIGA F136	119
FIGURA 5.16: DISTRIBUIÇÃO DE DENSIDADES (KG/MM ³) REFERENTE AO MODELO ISOTRÓPICO DE STANFORD APÓS A INSTALAÇÃO DA PRÓTESE DE SEÇÃO VARIÁVEL CONFECCIONADA COM O MATERIAL VIRTUAL	121
FIGURA 5.17: NÍVEIS DE TENSÕES (MPa) MÁXIMA DE TRAÇÃO E COMPRESSÃO, PARA A PRÓTESE DE SEÇÃO VARIÁVEL CONFECCIONADA COM O MATERIAL VIRTUAL	122
FIGURA 5.18: DISTRIBUIÇÃO DE DENSIDADES (KG/MM ³) DIVIDIDA EM SEÇÕES TRANSVERSAIS APÓS DEZ ANOS DA INSTALAÇÃO DA PRÓTESE DE SEÇÃO VARIÁVEL	123
FIGURA 5.19: CAMPO DE TENSÕES DE VON MISES (MPa) OCORRENTE NA PRÓTESE COM SEÇÃO VARIÁVEL	125
FIGURA 5.20: DISTRIBUIÇÃO DE DENSIDADES (KG/MM ³) REFERENTE AO MODELO ANISOTRÓPICO DE STANFORD APÓS A INSTALAÇÃO DA PRÓTESE DE SEÇÃO VARIÁVEL CONFECCIONADA COM O MATERIAL F90	127
FIGURA 5.21: DISTRIBUIÇÃO DE DENSIDADES (KG/MM ³) REFERENTE AO MODELO ANISOTRÓPICO DE STANFORD APÓS A INSTALAÇÃO DA PRÓTESE DE SEÇÃO VARIÁVEL CONFECCIONADA COM O MATERIAL F136	129
FIGURA 5.22: DISTRIBUIÇÃO DE DENSIDADES (KG/MM ³) REFERENTE AO MODELO ANISOTRÓPICO DE STANFORD APÓS A INSTALAÇÃO DA PRÓTESE DE SEÇÃO VARIÁVEL CONFECCIONADA COM O MATERIAL VIRTUAL	131

FIGURA 5.23: DISTRIBUIÇÃO DE DENSIDADES (KG/MM ³) DIVIDIDA EM SEÇÕES TRANSVERSAIS APÓS DEZ ANOS DA INSTALAÇÃO DA PRÓTESE DE CHANRLEY.....	133
FIGURA 5.24: NÍVEIS DE TENSÕES (MPA) MÁXIMA DE TRAÇÃO E COMPRESSÃO, PARA A PRÓTESE DE CHANRLEY	134
FIGURA 5.25: DISTRIBUIÇÃO DE DENSIDADES (KG/MM ³) REFERENTE AO MODELO ANISOTRÓPICO DE STANFORD APÓS A INSTALAÇÃO DA PRÓTESE DE SEÇÃO VARIÁVEL CONFECCIONADA COM O MATERIAL F90	137
FIGURA 5.26: NÍVEIS DE TENSÕES (MPA) MÁXIMA DE TRAÇÃO E COMPRESSÃO, PARA A PRÓTESE DE SEÇÃO VARIÁVEL CONFECCIONADA COM A LIGA F90.....	138
FIGURA 5.27: DISTRIBUIÇÃO DE DENSIDADES (KG/MM ³) REFERENTE AO MODELO ANISOTRÓPICO DE STANFORD APÓS A INSTALAÇÃO DA PRÓTESE DE SEÇÃO VARIÁVEL CONFECCIONADA COM O MATERIAL F136	140
FIGURA 5.28: NÍVEIS DE TENSÕES (MPA) MÁXIMA DE TRAÇÃO E COMPRESSÃO, PARA A PRÓTESE DE SEÇÃO VARIÁVEL CONFECCIONADA COM A LIGA F136.....	141
FIGURA 5.29: DISTRIBUIÇÃO DE DENSIDADES (KG/MM ³) REFERENTE AO MODELO ANISOTRÓPICO DE STANFORD APÓS A INSTALAÇÃO DA PRÓTESE DE SEÇÃO VARIÁVEL CONFECCIONADA COM O MATERIAL VIRTUAL	142
FIGURA 5.30: NÍVEIS DE TENSÕES (MPA) MÁXIMA DE TRAÇÃO E COMPRESSÃO, PARA A PRÓTESE DE SEÇÃO VARIÁVEL CONFECCIONADA COM O MATERIAL VIRTUAL.....	143
FIGURA 5.31: DISTRIBUIÇÃO DE DENSIDADES (KG/MM ³) DIVIDIDA EM SEÇÕES TRANSVERSAIS APÓS DEZ ANOS DA INSTALAÇÃO DA PRÓTESE DE SEÇÃO VARIÁVEL	144
FIGURA A.1.1: EXEMPLO DE RECUPERAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO DE DENSIDADES PARA UMA GEOMETRIA BIDIMENSIONAL DO FÊMUR HUMANO	161

LISTA DE TABELAS

TABELA 2.1: PRINCIPAIS DIREÇÕES UTILIZADAS PARA DESCRIÇÃO DOS MOVIMENTOS DE TRANSLAÇÃO E ROTAÇÃO.....	41
TABELA 2.2: PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS PRINCIPAIS BIOMATERIAIS METÁLICOS	57
TABELA 2.3: DEFINIÇÕES UTILIZADAS PARA DEFINIR O PADRÃO APRESENTADO NA DISTRIBUIÇÃO DE DENSIDADES.....	62
TABELA 4.1: INTENSIDADE DAS CARGAS APLICADAS E SUAS RESPECTIVAS DIREÇÕES NÃO NORMALIZADAS.....	91
TABELA 4.2: NÚMERO DE NÓS E ELEMENTOS DE CADA MALHA UTILIZADA NO ESTUDO.	94
TABELA 4.3: PROPRIEDADES DO TECIDO ÓSSEO E DOS MATERIAIS APLICADOS ÀS PRÓTESES	96
TABELA 4.4: PARÂMETROS UTILIZADOS NA IMPLANTAÇÃO DOS MODELOS ISOTRÓPICO E ANISOTRÓPICO DE STANFORD	96
TABELA 5.1: TENSÕES MÁXIMA E MÍNIMA NO TECIDO ÓSSEO PARA O MODELO COM PRÓTESE DE CHARLEY CONFECCIONADA COM A LIGA F90.	104
TABELA 5.2: TENSÕES MÁXIMA E MÍNIMA NO TECIDO ÓSSEO PARA O MODELO COM PRÓTESE DE CHARLEY CONFECCIONADO COM A LIGA F136.	106
TABELA 5.3: TENSÕES MÁXIMA E MÍNIMA NO TECIDO ÓSSEO PARA O MODELO COM PRÓTESE DE CHARLEY CONFECCIONADO COM O MATERIAL VIRTUAL.....	108
TABELA 5.4: VARIAÇÃO DA MASSA ÓSSEA (%) PARA OS MATERIAIS APLICADOS À PRÓTESE DE CHARLEY	108
TABELA 5.5: LIMITES DE RESISTÊNCIA DOS MATERIAIS UTILIZADOS.....	111
TABELA 5.6: VARIAÇÃO DA MASSA ÓSSEA (%) PARA OS MATERIAIS APLICADOS À PRÓTESE DE SEÇÃO VARIÁVEL.	124
TABELA 5.7: TENSÕES MÁXIMA E MÍNIMA NO TECIDO ÓSSEO PARA O MODELO COM PRÓTESE DE CHARLEY CONFECCIONADA COM A LIGA F90.	126
TABELA 5.8: TENSÕES MÁXIMA E MÍNIMA NO TECIDO ÓSSEO PARA O MODELO COM PRÓTESE DE CHARLEY CONFECCIONADO COM A LIGA F136.	128

TABELA 5.9: TENSÕES MÁXIMA E MÍNIMA NO TECIDO ÓSSEO PARA O MODELO COM PRÓTESE DE CHARLEY CONFECCIONADO COM O MATERIAL VIRTUAL.....	130
TABELA 5.10: VARIAÇÃO DA MASSA ÓSSEA (%) PARA OS MATERIAIS APLICADOS À PRÓTESE DE CHANRLEY.....	132
TABELA 5.11: LIMITES DE RESISTÊNCIA DOS MATERIAIS UTILIZADOS.....	135
TABELA 5.12: VARIAÇÃO DA MASSA ÓSSEA (%) PARA OS MATERIAIS APLICADOS À PRÓTESE DE SEÇÃO VARIÁVEL.....	145

LISTA DE SIGLAS

ASTM	<i>American Society for Testing and Materials</i> (Sociedade Americana para testes e Materiais)
ATQ	Artroplastia Total do Quadril
C3D4	Designação do <i>software</i> Abaqus para um elemento finito tetraédrico linear com 4 nós
CAD	<i>Computer Aided Design</i> (Desenho assistivo por computador)
Cr-Co	Liga metálica a base de Cromo e Cobalto
Cr-Co-Mo	Liga metálica a base de Cromo, Cobalto e Molibdênio
Cr-Co-W-Ni	Liga metálica a base de Cromo, Cobalto, Tungstênio e Níquel
CST	<i>Constant Strain Triangle</i> (Elemento finito triangular de deformação constante)
DED	Densidade de Energia de Deformação
DEXA	<i>Dual-Energy X-ray Absorptiometry</i> (Absorciometria por Raios X de Dupla Energia)
F136	Designação perante a ASTM para a liga Ti-4Al-6V
F138	Designação perante a ASTM para uma liga de aço inoxidável
F139	Designação perante a ASTM para uma liga de aço inoxidável
F55	Designação perante a ASTM para uma liga de aço inoxidável
F56	Designação perante a ASTM para uma liga de aço inoxidável
F562	Designação perante a ASTM para liga de Cr-Co
F67	Designação perante a ASTM para o Titânio em sua forma pura
F745	Designação perante a ASTM para uma liga de aço inoxidável
F75	Designação perante a ASTM para uma liga de Cr-Co-Mo
F799	Designação perante a ASTM para uma liga de Cr-Co-Mo
F90	Designação perante a ASTM para uma liga de Cr-Co-W-Ni
FGFP	<i>Functionally Graded Femoral Prostheses</i> (próteses femorais com gradação funcional)
FORTTRAN	Linguagem de Programação (“ <i>FORmula TRANSlation</i> ”)
FS	Fator de Segurança
MATLAB	MATrix LABoratory
NaCl	Cloreto de Sódio
MEF	Método dos Elementos Finitos

OMS	Organização Mundial de Saúde
PEUAPM	Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular
PMMA	Cimento Polimetilmetacrilato
PVT	Princípio do Trabalho Virtual
R.O.	Remodelação Óssea
TC	Tomografia Computadorizada
Ti-4Al-6V	Liga de titânio
Ti-29Nb-13Ta-4,6Zr	Liga de titânio-nióbio-tântalo-zircônio
TiO ₂	Dióxido de titânio
TNTZ	titânio-nióbio-tântalo-zircônio (Ti-29Nb-13Ta-4,6Zr)
UFPR	Universidade Federal do Paraná
UMAT	<i>User Material</i> (Sub-rotina utilizada para customização do <i>software</i> Abaqus®)

LISTA DE SÍMBOLOS

®	Marca Registrada
⊗	Produto diádico
:	Produto interno

Alfabeto Latino

$\{a\}$	Vetor de deslocamentos nodais
a_i	Constante para determinação da função de forma do elemento finito
$A^{(e)}$	Área do e -ésimo elemento finito
Al	Alumínio (elemento 13 da tabela periódica)
$[B]$	Matriz de derivadas das funções de forma do elemento
$\{b\}$	Vetor de forças de corpo
b_i	Constante para determinação da função de forma do elemento finito
$b(\rho)$	Função auxiliar do modelo isotrópico para a função <i>Power Law</i> do Módulo de Young em função da densidade
c	Constante que determina a velocidade da remodelação
c_i	Constante para determinação da função de forma do elemento finito
C	Carbono (elemento 6 da tabela periódica)
$[C]$	Matriz constitutiva
C	Tensor constitutivo de rigidez do material
\dot{C}	Taxa de evolução do tensor constitutivo de rigidez do material
C^n	Tensor constitutivo de rigidez do material atual
C^{n+1}	Tensor constitutivo de rigidez do material atualizado
$C(\rho)$	Tensor constitutivo de rigidez do material dependente da densidade
Co	Cobalto (elemento 27 da tabela periódica)
Cr	Cromo (elemento 17 da tabela periódica)
d_i	Constante para determinação da função de forma do elemento finito
D	Tensor constitutivo de flexibilidade
\dot{D}	Taxa de evolução do tensor constitutivo de flexibilidade
D^n	Tensor constitutivo de flexibilidade atual
D^{n+1}	Tensor constitutivo de flexibilidade atualizado

$[D(x)]$	Matriz Constitutiva dependente uma variável X
e	Estímulo mecânico responsável pela remodelação óssea para o modelo Anisotrópico de remodelação de Stanford
E	Módulo de elasticidade do meio contínuo
E_1	Módulo de Elasticidade na direção x_1
E_2	Módulo de Elasticidade na direção x_2
E_3	Módulo de Elasticidade na direção x_3
$E(\rho)$	Módulo de elasticidade do tecido ósseo dependente da densidade
$\{F\}$	Vetor global de forças atuante
$\{f^{(e)}\}$	Vetor de forças de superfície aplicado no elemento
Fe	Ferro (elemento 26 da tabela periódica)
f^r	Resposta à remodelação (aposição)
$f_r(\psi)$	Função que representa a formação óssea
f^r	Resposta à remodelação (reabsorção)
$f_r(\psi)$	Função que representa a reabsorção óssea
H	Hidrogênio (elemento 1 da tabela periódica)
k	Superfície interna ativa
K	Escalar que contém várias constantes que estão envolvidas com o modelo isotrópico
$[\bar{K}]$	Matriz de rigidez após a imposição das condições de contorno do sistema analisado
$[K^{(e)}]$	Matriz de rigidez elementar
$[L]$	Operador diferencial linear
m	Constante empírica
Mn	Manganês (elemento 25 da tabela periódica)
Mo	Molibdênio (elemento 42 da tabela periódica)
n	Número de ciclos de carregamento diário
n_i	Número de ciclos diário associado ao carregamento do tipo i
N	Nitrogênio (elemento 7 da tabela periódica)
Ni	Níquel (elemento 28 da tabela periódica)
$[N]$	Matriz de funções de forma
$N_i^{(e)}$	Função de forma do elemento triangular (e) e i -ésimo nó
O	Elemento 8 da tabela periódica, Oxigênio

p	Porosidade do tecido
P	Fósforo (elemento 15 da tabela periódica)
$\{P\}_i$	Vetor de forças concentradas aplicadas em $\{x\} = \{\bar{x}\}$
r	Raio da região de busca para recuperação do campo de densidades para a análise após a Artroplastia Total de Quadril
\dot{r}	Taxa de formação ou reabsorção óssea superficial
S	Enxofre (elemento 16 da tabela periódica)
Si	Silício (elemento 14 da tabela periódica)
$S_{m\acute{a}x}$	Máxima tração suportada pelo material
$S_{m\acute{i}n}$	Máxima compressão suportada pelo material
S_v	Densidade volumétrica de área superficial específica
$\{t\}$	Vetor de forças de superfície
Ti	Titânio (elemento 22 da tabela periódica)
u	Deslocamento na direção x
$\{u\}$	Vetor de deslocamentos nodais
$\{U\}$	Vetor global de deslocamentos
$U_i(\rho)$	Densidade de energia de deformação decorrente do i -ésimo caso de carregamento e dependente da densidade
v	Deslocamento na direção y
V	Vanádio (elemento 23 da tabela periódica)
$V^{(e)}$	Volume do elemento tetraédrico
w	Deslocamento na direção z
W	Tungstênio (elemento 74 da tabela periódica)
$\{\bar{x}\}$	Vetor de incógnitas para resolução do sistema de equações após a aplicação de MEF
$X^{(i)}$	Coordenada “x” do nó i que compõe o elemento
x	Variável para a determinação do Tensor Constitutivo do Material
$y^{(i)}$	Coordenada “y” do nó i que compõe o elemento
$z^{(i)}$	Coordenada “z” do nó i que compõe o elemento

Alfabeto Grego

$\beta(\rho)$	Função auxiliar do modelo isotrópico para a função <i>Power Law</i> do Módulo de Young em função da densidade
Γ	Elementos de contorno onde o carregamento é aplicado
δ	Variação da variável
Δt	Intervalo de tempo referente ao período do processo de remodelação óssea
$\{\varepsilon\}$	Vetor de deformações
$[\varepsilon]$	Matriz de deformações
ε_i	Tensor de deformação associado ao i -ésimo caso de carregamento
ε_{xx}	Deformação longitudinal (direção “x”)
ε_{yy}	Deformação longitudinal (direção “y”)
ε_{zz}	Deformação longitudinal (direção “z”)
γ_{xy}	Deformação cisalhante (plano “x ₁ -x ₂ ”)
γ_{zx}	Deformação cisalhante (plano “x ₃ -x ₁ ”)
γ_{yz}	Deformação cisalhante (plano “x ₂ -x ₃ ”)
ν	Coeficiente de Poisson
ρ	Densidade óssea aparente
$\dot{\rho}$	Taxa de evolução da densidade óssea aparente
ρ_c	Densidade do osso cortical
ρ^n	Densidade óssea atual
ρ^{n+1}	Densidade óssea atualizada
σ	Vetor de tensões
$\{\sigma\}$	Vetor de tensões
$\bar{\sigma}$	Tensão no material a nível contínuo (macroescala)
σ_e	Tensão de escoamento do material
σ_f	Tensão de fadiga do material
$\bar{\sigma}_i$	Tensão no material a nível contínuo associado ao carregamento do tipo i
$\bar{\sigma}_t$	Tensão efetiva a nível de tecido
$\bar{\sigma}_{t_i}$	Tensão efetiva a nível de tecido associado ao carregamento do tipo i

ψ	Estímulo tensorial diário a nível contínuo
ψ_t	Estímulo tensorial diário a nível de tecido ósseo
ψ_t^*	Estímulo mecânico de equilíbrio, o qual caracteriza a zona morta
ψ_z	Metade do intervalo denominado zona morta
Ω	Domínio físico em análise

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	24
1.1	OBJETIVOS	27
1.1.1	Objetivos gerais.....	27
1.1.2	Objetivos específicos.....	27
1.2	ESTRUTURA DO TEXTO	28
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	29
2.1	TECIDO ÓSSEO	29
2.1.1	Divisão óssea: Trabecular e cortical.....	30
2.2	PLANOS DE REFERÊNCIA.....	31
2.3	MEMBRO INFERIOR	32
2.3.1	Articulação do quadril	34
2.3.1.1	O acetábulo	36
2.3.1.2	O Fêmur	38
2.3.1.3	Musculatura e movimentos da articulação do quadril.....	40
2.4	REMODELAÇÃO ÓSSEA	43
2.5	ARTROPLASTIA TOTAL DE QUADRIL (ATQ)	45
2.6	PRÓTESES DE QUADRIL	47
2.6.1	Fixação de próteses de quadril.....	49
2.6.2	Modelos de próteses total de quadril.....	50
2.7	BIOMATERIAIS	52
2.7.1	Biomateriais metálicos.....	54
2.7.1.1	Ligas de Cromo-Cobalto.....	58
2.7.1.2	Ligas de Titânio	59
2.8	COMPLICAÇÕES QUANTO À UTILIZAÇÃO DE PRÓTESES FEMORAIS NÃO CIMENTADAS	60
2.9	MÉTODOS DE AVALIAÇÃO DAS PRÓTESES FEMORAIS NÃO CIMENTADAS.....	61
2.10	ALGUMAS PESQUISAS SOBRE O ESTUDO DA REMODELAÇÃO ÓSSEA EM TORNO DE PRÓTESES FEMORAIS	62
2.10.1	Prótese total de quadril.....	62
2.10.1.1	Modificação do material da prótese	62

2.10.1.2	Avaliação da geometria da prótese	66
2.11	RESULTADOS CLÍNICOS	68
2.11.1	Prótese total de quadril.....	69
3	REMODELAÇÃO ÓSSEA COMPUTACIONAL.....	73
3.1	MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS.....	73
3.2	APLICAÇÃO DO MEF À ELASTICIDADE LINEAR	74
3.3	MODELOS DE REMODELAÇÃO ÓSSEA UTILIZADOS	80
3.3.1	Modelo Isotrópico de Stanford.....	80
3.3.2	Modelo Anisotrópico de Stanford.....	84
4	IMPLEMENTAÇÃO COMPUTACIONAL	89
4.1	MODELOS SÓLIDOS.....	89
4.2	CARREGAMENTOS APLICADOS	90
4.3	CONDIÇÕES DE CONTORNO DE DIRICHLET	93
4.4	MALHAS DE ELEMENTOS FINITOS.....	93
4.5	CONDIÇÕES INICIAIS NAS ANÁLISES	95
4.6	PROPRIEDADES DOS MATERIAIS	95
4.7	PROPRIEDADES DOS MODELOS DE REMODELAÇÃO ÓSSEA	96
5	RESULTADOS E DISCUSSÕES	98
5.1	ANÁLISE DE REMODELAÇÃO ÓSSEA ANTES DA ATQ	98
5.1.1	Remodelação óssea através do modelo isotrópico de Stanford.....	98
5.1.2	Remodelação óssea através do modelo anisotrópico de Stanford.....	99
5.2	RECUPERAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO DE DENSIDADES	101
5.3	MODELO ISOTRÓPICO DE REMODELAÇÃO ÓSSEA.....	102
5.3.1	Prótese Total de Quadril de Chanrley	102
5.3.1.1	Liga de Cr-Co-W-Ni F90	102
5.3.1.2	Liga de titânio F136	104
5.3.1.3	Material virtual	106
5.3.1.4	Comparação entre os materiais utilizados.....	108
5.3.1.5	Campo de tensões ocorrente na prótese	111
5.3.2	Prótese Total de Quadril com Seção Variável	113
5.3.2.1	Liga de Cr-Co-W-Ni F90	113
5.3.2.2	Liga de titânio F136	116

5.3.2.3	Material virtual	120
5.3.2.4	Comparação entre os materiais utilizados	122
5.3.2.5	Campo de tensões ocorrente na prótese	124
5.4	MODELO ANISOTRÓPICO DE REMODELAÇÃO ÓSSEA.....	125
5.4.1	Prótese Total de Quadril de Chanrley	125
5.4.1.1	Liga de Cr-Co-W-Ni F90	126
5.4.1.2	Liga de titânio F136	128
5.4.1.3	Material virtual	130
5.4.1.4	Comparação entre os materiais utilizados	132
5.4.1.5	Campo de tensões ocorrente na prótese	135
5.4.2	Prótese Total de Quadril com Seção Variável	136
5.4.2.1	Liga de Cr-Co-W-Ni F90	136
5.4.2.2	Liga de titânio F136	139
5.4.2.3	Material virtual	141
5.4.2.4	Comparação entre os materiais utilizados	144
5.4.2.5	Campo de tensões ocorrente na prótese	145
6	CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	146
6.1.1	Modificação do material da prótese	146
6.1.2	Modificação da geometria da prótese.....	148
6.1.3	Modelos de remodelação óssea.....	148
6.1.4	Sugestões para trabalhos futuros.....	149
	REFERÊNCIAS	150
	APÊNDICE	160
A.1	RECUPERAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO DE DENSIDADES	160

1 INTRODUÇÃO

Embora muitos materiais possuam um comportamento extremamente complexo, os materiais biológicos têm um grau de complexidade ainda maior por possuírem características peculiares. Um exemplo disso, o tecido ósseo, além de ser poroso, heterogêneo e anisotrópico, é capaz de alterar sua estrutura interna e se adaptar aos esforços a que está submetido (GARCÍA et al., 2002). Este processo de modificação das propriedades e adaptação é denominado remodelação óssea (R.O.) e ocorre ao longo de toda a vida, removendo o tecido antigo e substituindo-o por novo (LEMAIRE et al., 2004).

Uma importante linha de pesquisa que leva em consideração a modificação e a adaptação do tecido ósseo é o desenvolvimento de próteses. Quando uma prótese é inserida junto ao tecido ósseo, ocorre uma mudança significativa na transferência do carregamento. Isso acontece como consequência do material da prótese ter interferência direta na condução das forças internas, podendo conduzir a uma perda significativa de densidade óssea ou até mesmo, a sua fratura.

Uma das doenças que podem ocorrer na articulação do quadril é a osteoartrite, também conhecida como osteoartrose, artrose, processo degradativo articular e processo degenerativo articular. Esta é uma doença que resulta em um processo anormal entre a destruição cartilaginosa e sua reparação (GUERMAZI et al., 2015). A cartilagem articular recobre as superfícies dos ossos da articulação, reduzindo assim, o atrito quando há a movimentação, além de absorver o choque (TORTORA, 2000). A ocorrência desta doença aumenta conforme a idade, devido à diminuição da resistência da cartilagem às sobrecargas mecânicas e alterações bioquímicas (GALIA, 2002). Somente nos Estados Unidos, cerca de 27 milhões de pessoas sofrem com a osteoartrose (GUERMAZI et al., 2015). A estimativa mundial realizada pela Organização Mundial de Saúde (OMS) é que 9,6% dos homens e 18,0% das mulheres com 60 anos ou mais sofrem devido à osteoartrose.

Além das transformações biológicas, as quais ocorrem conforme o avanço da idade, existem outros fatores que aceleram o processo de degradação na cartilagem articular. Segundo Galia (2002) e Macedo (2007), alguns fatores que são frequentemente relacionados à osteoartrose do quadril são a instabilidade articular, a necrose avascular e a concentração de pressões sobre a cabeça do fêmur, além de

lesões traumáticas diretas e alterações idiopáticas. Em casos extremos, é necessária a intervenção cirúrgica para correção do problema.

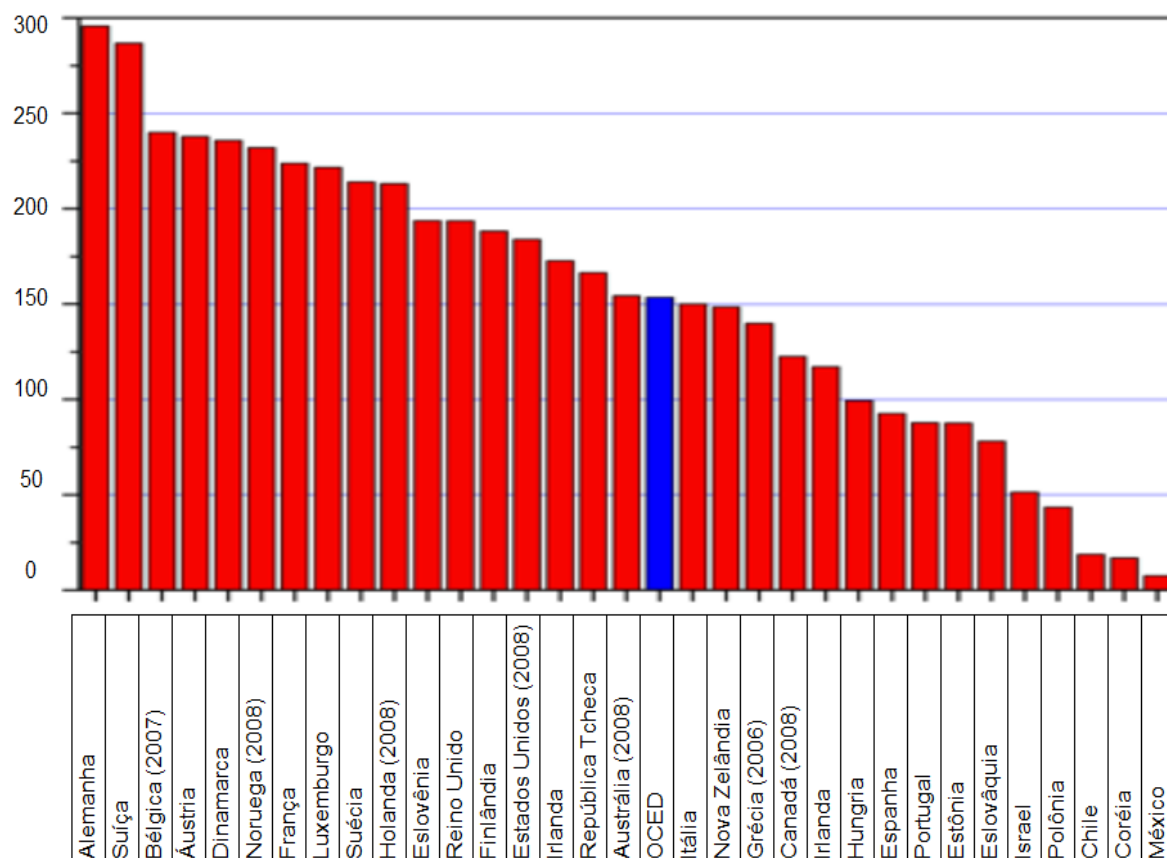
A Artroplastia Total do Quadril (ATQ) é um procedimento cirúrgico que tem como objetivo substituir a articulação natural não saudável por uma artificial que possibilite a melhoria na qualidade de vida do paciente. A importância do estudo das alterações causadas por uma prótese em um osso submetido à ATQ é refletida no número de procedimentos realizados por ano na população. A FIGURA 1.1 mostra que, em muitos países desenvolvidos, a ATQ tem uma incidência superior a 150 procedimentos para cada 100.000 habitantes. Já para os países da OCED (Organização de Cooperação Econômica e Desenvolvimento), a incidência no ano de 2009 foi de 156.6. Assim, em torno de um milhão de quadris são substituídos por próteses em todo o mundo por ano. Além disso, a taxa anual das ATQ's realizadas aumentou cerca de 25% no período entre 2000 e 2009 e esta tendência é esperada que continue nas próximas décadas devido ao envelhecimento da população e, principalmente, com a evolução da medicina nos países em desenvolvimento. (HOLZWARTH e COTOGNO, 2012). No Brasil, segundo o Ministério da Saúde (2014), de janeiro de 2013 até setembro de 2014, foram realizados 14.773 procedimentos cirúrgicos, resultando em um aumento de 42% em relação ao número de cirurgias realizadas no ano de 2012.

As próteses femorais podem ser fixadas de duas maneiras. A primeira delas é a cimentação, onde um cimento acrílico de secagem rápida é utilizado nas cavidades onde a haste femoral e o componente acetabular são implantados. Um segundo modo de fixação é através da osseointegração. Nesse processo, o tecido ósseo cresce e adere sobre a superfície rugosa da prótese, fazendo a fixação de forma biológica.

As próteses cimentadas se tornaram de grande uso no mundo todo. Porém, embora houvesse grande evolução em relação a esse conceito, problemas começaram a surgir como: afrouxamentos, desgastes do polietileno, fraturas de hastes e infecções frequentes. Já problemas com afrouxamento asséptico, principalmente quanto a indivíduos ativos, a dificuldade em reproduzir a cimentação e as complicações ocorrentes após os procedimentos de revisão continuaram a ser grandes desafios, ocasionando na pesquisa de alternativas não cimentadas para as

próteses utilizadas no quadril (GRUEN *et al*¹. 1979 apud MACEDO, 2007). Assim, as próteses de fixação biológicas tomaram notoriedade, sendo fabricadas a partir de diferentes desenhos, características e matéria prima.

FIGURA 1.1: NÚMERO DE ATQ'S REALIZADAS POR 100.000 HABITANTES NO ANO DE 2009 (OU PRÓXIMO AO ANO DE AVALIAÇÃO)



FONTE: Adaptado de Holzwarth e Cotogno (2012)

Para a confecção das próteses, utilizam-se materiais que sejam compatíveis com o corpo humano e que são denominados biomateriais. Biomaterial é qualquer substância ou combinação de substâncias, naturais ou não, que não sejam drogas ou fármacos, utilizadas em aplicações biomédicas e que interagem com sistemas

¹ GRUEN, T.A.; McNEICE G.M.; AMSTUTZ H.C. "Modes of failure" of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening. Clinical Orthopaedics and Related Research, v. 141, p. 17-27, 1979.

biológicos, que tratam, aumentam ou substituem quaisquer tecidos, órgãos ou funções do corpo (OLIVEIRA et al., 2010). Os biomateriais mais frequentemente utilizados em reconstruções osteoarticulares podem ser agrupados em: metálicos, poliméricos, cerâmicos e compósitos. Dentre os metálicos, se destacam as ligas de cromo-cobalto e o titânio e suas ligas (OLIVEIRA, 2013).

Concomitante com a evolução das próteses e métodos para as intervenções cirúrgicas ao longo do tempo, houve um grande desenvolvimento tecnológico nas áreas de computação e afins. Com isso, foram desenvolvidos importantes algoritmos matemáticos com o intuito de resolver problemas ligados à engenharia como um todo.

Para o auxílio do desenvolvimento não somente de próteses, mas de qualquer projeto de engenharia em geral, utiliza-se o Método dos Elementos Finitos (MEF). Esse método tem se mostrado ao longo dos anos, ser uma ferramenta poderosa para a resolução de problemas de engenharia, possibilitando executar estudos extensivos com baixo custo e de uma maneira rápida. Devido a isto, a utilização do MEF na análise estrutural do osso como um todo e das adaptações ósseas realizadas após a inserção de uma prótese com diferentes geometrias e empregando-a diferentes tipos de materiais, possui grande relevância, pois tais simulações computacionais possibilitam executar estudos extensivos com baixo custo (DOBLARÉ et al., 2002).

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivos gerais

O objetivo deste estudo é analisar o processo de remodelação óssea (R.O.) após a instalação de diferentes próteses femorais, sendo estas constituídas por diferentes materiais, avaliando o que a rigidez destes pode ocasionar na distribuição de densidades.

1.1.2 Objetivos específicos

O objetivo geral pode ser detalhado a partir dos objetivos secundários:

- (i) Implementação do processo de R.O. para uma geometria do fêmur antes do procedimento cirúrgico, utilizando os modelos isotrópico e anisotrópico de Stanford, aplicado ao *software* Abaqus®;

- (ii) Implementação de recuperador de propriedades utilizando o *software* Matlab®;
- (iii) Recuperação das propriedades no estado de equilíbrio para cada modelo de remodelação;
- (iv) Implementação do processo após a realização da ATQ, aplicando próteses com diferentes geometrias e materiais;
- (v) Avaliação do processo após dez anos da instalação do componente de maneira qualitativa, comparando com resultados numéricos e clínicos encontrados na referência.

1.2 ESTRUTURA DO TEXTO

No corrente Capítulo, é apresentada a importância dos estudos realizados quanto à necessidade da utilização das próteses para corrigir problemas na articulação do quadril, e a utilização do MEF como ferramenta de análise do processo de R.O. provocado pela inserção da prótese.

No segundo Capítulo têm-se as apresentações dos aspectos biomecânicos da articulação do fêmur, conceitos sobre R.O., o procedimento cirúrgico utilizado para correção da articulação não saudável, próteses total de quadril e os biomateriais metálicos utilizados para sua fabricação, além de possíveis complicações decorrentes da instalação do componente junto ao osso. Também são apresentados os métodos de avaliação utilizados na bibliografia da área, além de um breve histórico de estudos numéricos e de acompanhamento de indivíduos.

O terceiro Capítulo é denominado Remodelação Óssea Computacional. Neste são apresentados conceitos sobre o MEF, alguns elementos finitos utilizados para discretização da geometria analisada, além dos modelos de R.O. utilizados.

A avaliação é realizada antes e depois do procedimento cirúrgico. A implementação de todo o processo é apresentada no Capítulo 4.

Os resultados obtidos são discutidos no Capítulo 5. Neste são apresentadas as distribuições iniciais resultantes para os modelos isotrópico e anisotrópico de Stanford, para o fêmur antes da ATQ, a recuperação das propriedades, além das distribuições para as duas próteses aplicadas após 10 (dez) anos da colocação.

Por fim, no sexto Capítulo são apresentadas as conclusões e as propostas para trabalhos futuros.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste Capítulo são apresentados os conceitos sobre a estrutura biomecânica referente ao quadril, a R.O., o procedimento cirúrgico utilizado para substituição da articulação, além da prótese e alguns biomateriais da vasta variedade que pode ser empregada.

2.1 TECIDO ÓSSEO

Segundo van der Graaff (2003), o tecido ósseo é o mais rígido de todos os tecidos conjuntivos, sendo composto por muitos tipos de células ósseas embutidas em uma matriz extracelular, sais inorgânicos (cálcio e fósforo) e fibras colagenosas. As células ósseas e as substâncias fundamentais da matriz extracelular dão flexibilidade ao osso, enquanto que os sais inorgânicos são responsáveis pela sua rigidez.

Existem duas linhagens celulares (osteoblástica osteoclástica) e que resultam cinco etapas de diferenciação celular e que são responsáveis pela formação e manutenção do tecido ósseo (VAN DER GRAAFF, 2003):

- (i) As células osteogênicas são encontradas no tecido ósseo em contato com o endóstio e o perióstio. Essas células respondem a um trauma, dando origem às células de formação do osso chamadas de osteoblastos, ou as células responsáveis pela destruição do tecido defeituoso, denominadas osteoclastos;
- (ii) Os osteoblastos são as células responsáveis pela formação do novo tecido ósseo, as quais sintetizam e secretam a matéria orgânica não colagenosa. Este tipo de célula existe em abundância em locais onde há um grande metabolismo sem a presença do tecido ósseo;
- (iii) Os osteoclastos são grandes células multinucleadas que destroem o tecido ósseo secretando um ácido, liberando cálcio, magnésio e outros minerais para o sangue. Essas células são importantes para um saudável crescimento, além de sua remodelação e recuperação ósseas;

- (iv) Os osteócitos são células maduras originadas dos osteoblastos e possuem a função de manter o tecido ósseo saudável, secretando enzimas e influenciando a mineralização óssea;
- (v) As células de revestimento têm os osteoblastos como células formadoras, e estão na superfície da maioria dos ossos que constituem o esqueleto de um adulto. Essas células regulam a entrada e saída de cálcio e fósforo na matriz óssea.

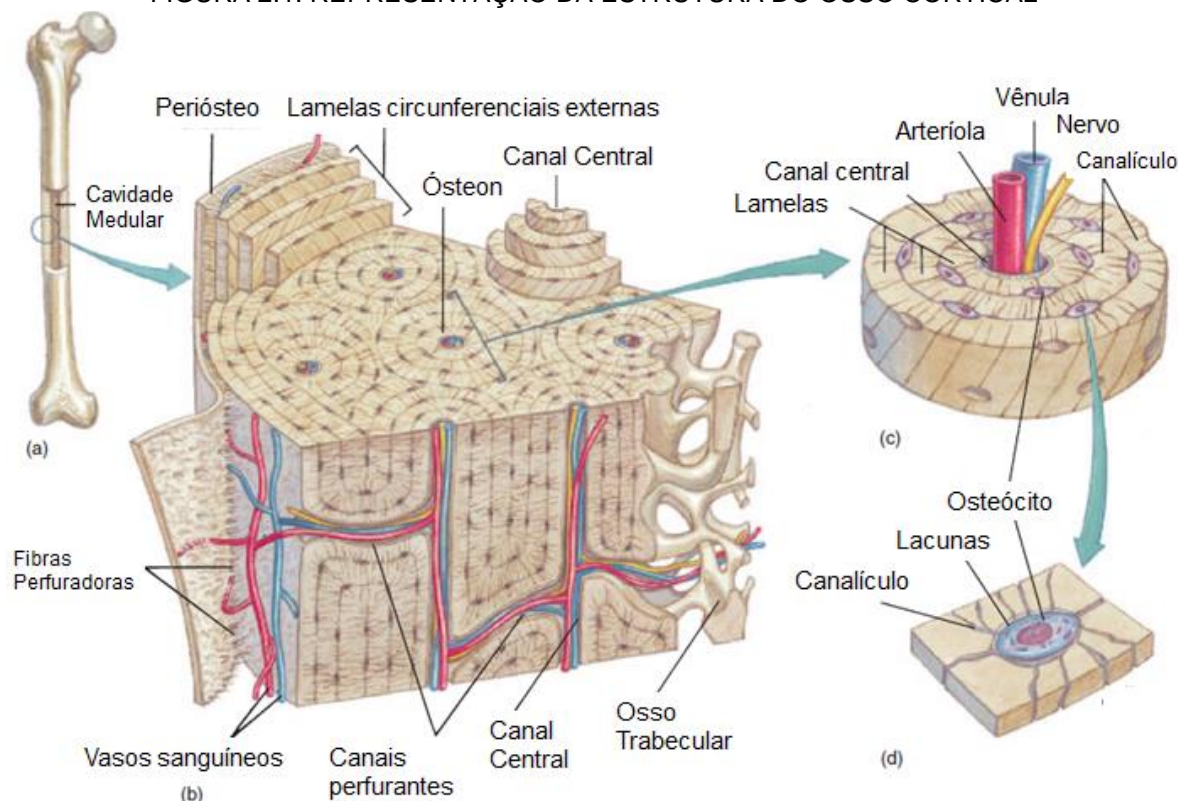
2.1.1 Divisão óssea: Trabecular e cortical

Baseado na sua porosidade, o tecido ósseo pode ser classificado como trabecular ou cortical. A porosidade é muito importante, pois afeta diretamente as características mecânicas do tecido (HALL, 2011). O osso cortical é formado por lamelas ósseas paralelas e extremamente próximas entre si, constituindo uma substância dura e compacta que confere resistência mecânica ao osso (FIGURA 2.1). Em termos gerais, este osso é responsável pela formação de uma camada exterior de espessura variável, por sua vez é revestida por uma membrana resistente denominada perióstio. Por ter um conteúdo mineral mais alto, o osso cortical é mais rígido, o que lhe permite suportar maiores tensões, porém menos sobrecarga que o osso trabecular. Por ser mais esponjoso, o tecido trabecular consegue suportar mais sobrecarga antes da sua fratura, além de ser muito menos espesso, já que é formado por lamelas ósseas irregularmente dispostas nos vários sentidos, deixando espaços livres entre si, ocupados pela medula óssea. Este osso tem um aspecto poroso, semelhante ao de uma esponja. Contudo, existem regiões de alguns ossos, como acontece na cabeça do fêmur, em que as trabéculas adotam uma disposição específica e orientada, determinada pelos esforços a que o osso se encontra submetido, o que lhe confere uma maior resistência (HALL, 2011).

A função do osso determina sua estrutura. As diáfises dos ossos longos são formadas por osso cortical mais resistente. O volume relativamente alto em osso trabecular das vértebras contribui para sua capacidade de absorver os choques. O osso trabecular desenvolve estruturas conforme a necessidade de suportar forças relativamente altas e baixas, a carga primária ser axial (tensão ou compressão) ou assimétrica (inclinação). Por causa disso, a resistência e a elasticidade do osso

trabecular variam consideravelmente com a localização no corpo, bem como com idade e a saúde do indivíduo (HALL, 2011).

FIGURA 2.1: REPRESENTAÇÃO DA ESTRUTURA DO OSSO CORTICAL



FONTE: Adaptado de van der Graaff (2003)

Legenda: (a) Um diagrama do fêmur mostrando um corte através do osso cortical, na cavidade medular. (b) O arranjo dos osteons dentro das diáfises do osso. (c) Uma visão ampliada de um osteon mostrando os osteócitos dentro de lacunas e as lamelas concêntricas. (d) Um osteócitos dentro de uma lacuna.

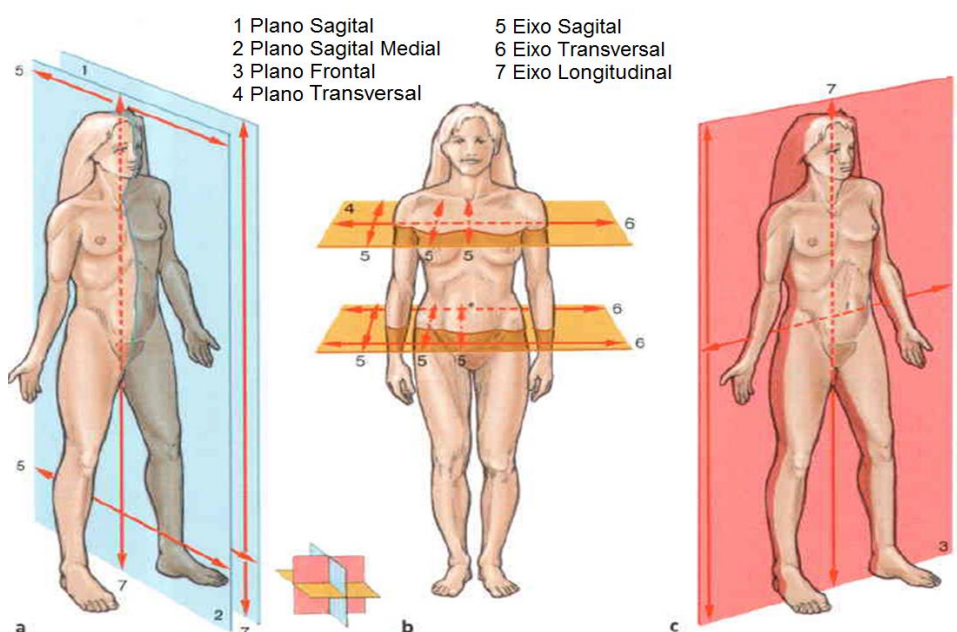
2.2 PLANOS DE REFERÊNCIA

Conforme van der Graaff (2003), os planos de referência possuem grande importância na anatomia humana, pois são uma conversão adotada para descrever as posições espaciais das componentes em geral do corpo.

A posição anatômica (FIGURA 2.2) é a posição de referência padrão, sendo definida tomando o corpo em postura ereta, com os pés juntos, as mãos posicionadas ao lado do corpo com as palmas das mãos viradas para frente (DRAKE et al., 2004). O corpo humano pode ser decomposto adequadamente em três planos ortogonais de referência. São eles:

- (i) Sagital Medial (plano vertical que divide o corpo em duas partes, sendo à direita e a esquerda);
- (ii) Transversal, Horizontal ou Axial (plano horizontal que divide o corpo em uma parte superior e outra inferior);
- (iii) Frontal ou Coronal (plano vertical que divide o corpo em duas partes, sendo anterior e posterior (DRAKE et al., 2004).

FIGURA 2.2: PLANOS ORTOGONAIS DE REFERÊNCIA



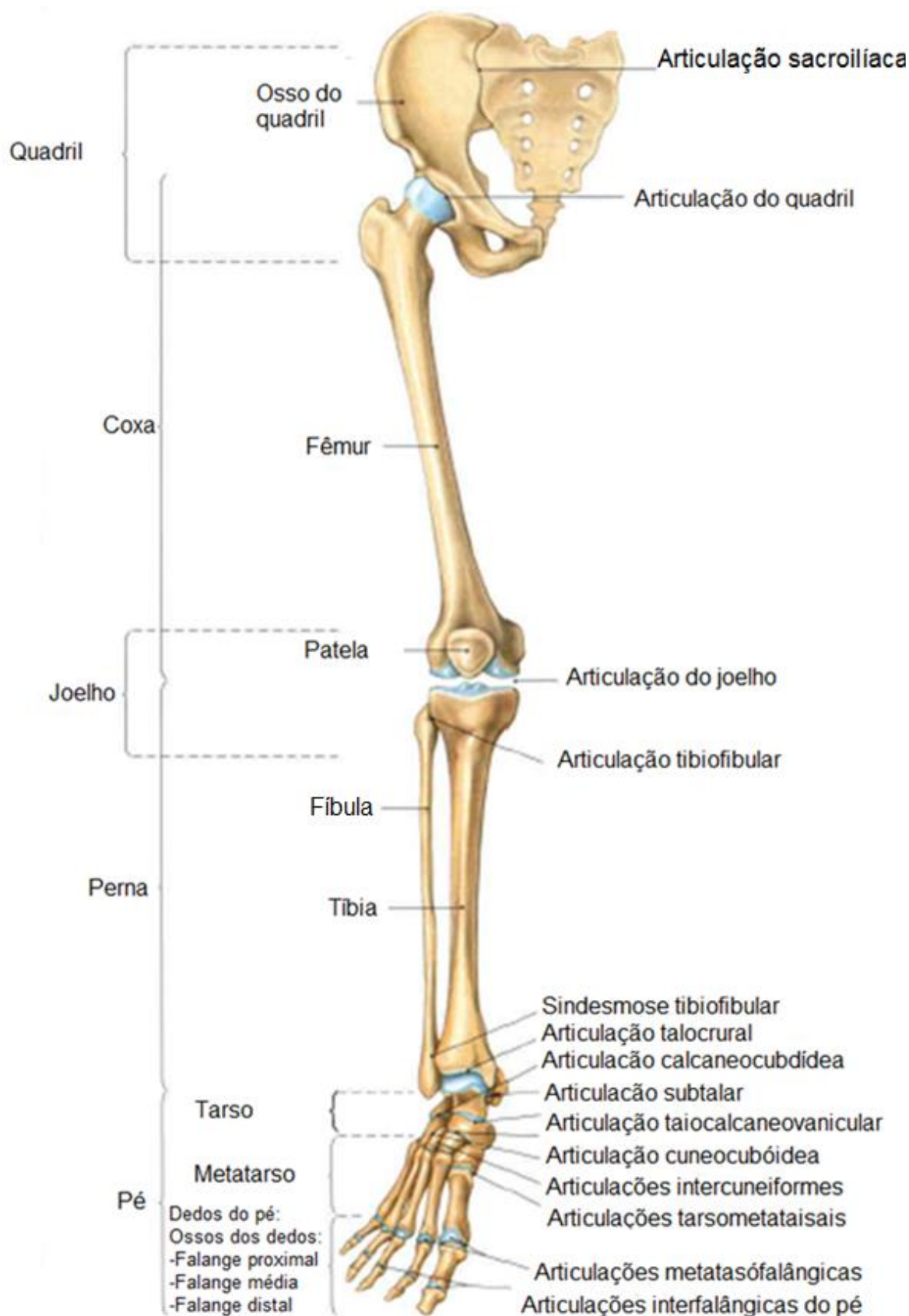
FONTE: Adaptado de Sobotta (1995)

Legenda: (a) Plano sagital, eixos sagital e longitudinal. (b) Plano transversal ou horizontal, eixos sagital e transversal. (c) Plano frontal ou coronal, eixos longitudinal e transversal.

2.3 MEMBRO INFERIOR

O membro inferior é formado por 60 ossos (TORTORA, 2000), sendo dividido em região glútea, coxa, perna e pé (FIGURA 2.3). A região glútea define o limite inferior das nádegas e está localizada entre a região póstero-lateral e as cristas ilíacas. A região da coxa é compreendida entre o ligamento inguinal e a articulação do joelho. Nessa região, também está localizada a articulação do quadril. A perna localiza-se entre o joelho e o tornozelo. E por fim, o pé, o qual é a região distal da articulação do joelho. Suas principais funções são dar suporte ao corpo com o mínimo gasto de energia e movimentá-lo através do espaço (DRAKE et al., 2004).

FIGURA 2.3: DISPOSIÇÃO DOS OSSOS EXISTENTES AO LONGO DOS MEMBROS INFERIORES DO CORPO HUMANO



FONTE: Adaptado de Sobotta (1995)

2.3.1 Articulação do quadril

Os ossos da região glútea e da coxa são os ossos que compõem a pélvis e o fêmur. A partir deste, forma-se a grande articulação sinovial² do tipo esferoide multiaxial denominada articulação do quadril, a qual consiste em uma superfície óssea semelhante a uma bola que se ajusta a uma depressão de geometria semelhante em outro osso. Neste caso, os ossos que compõem o acetábulo da pélvis comprimem a cabeça femoral. Ela é projetada para gerar estabilidade, suporte de peso e possibilitar a mobilidade (DRAKE et al., 2004). Este tipo de articulação permite a movimentação em três planos: flexão-extensão, abdução-adução e rotação-circundução (TORTORA, 2000). Uma almofada de gordura coberta por uma membrana sinovial cobre a porção central do acetábulo (FIGURA 2.4a). Esta almofada atua com uma função de amortecimento, onde o tecido adiposo é esmagado e deformado sem lesão (MARTINI et al., 2009).

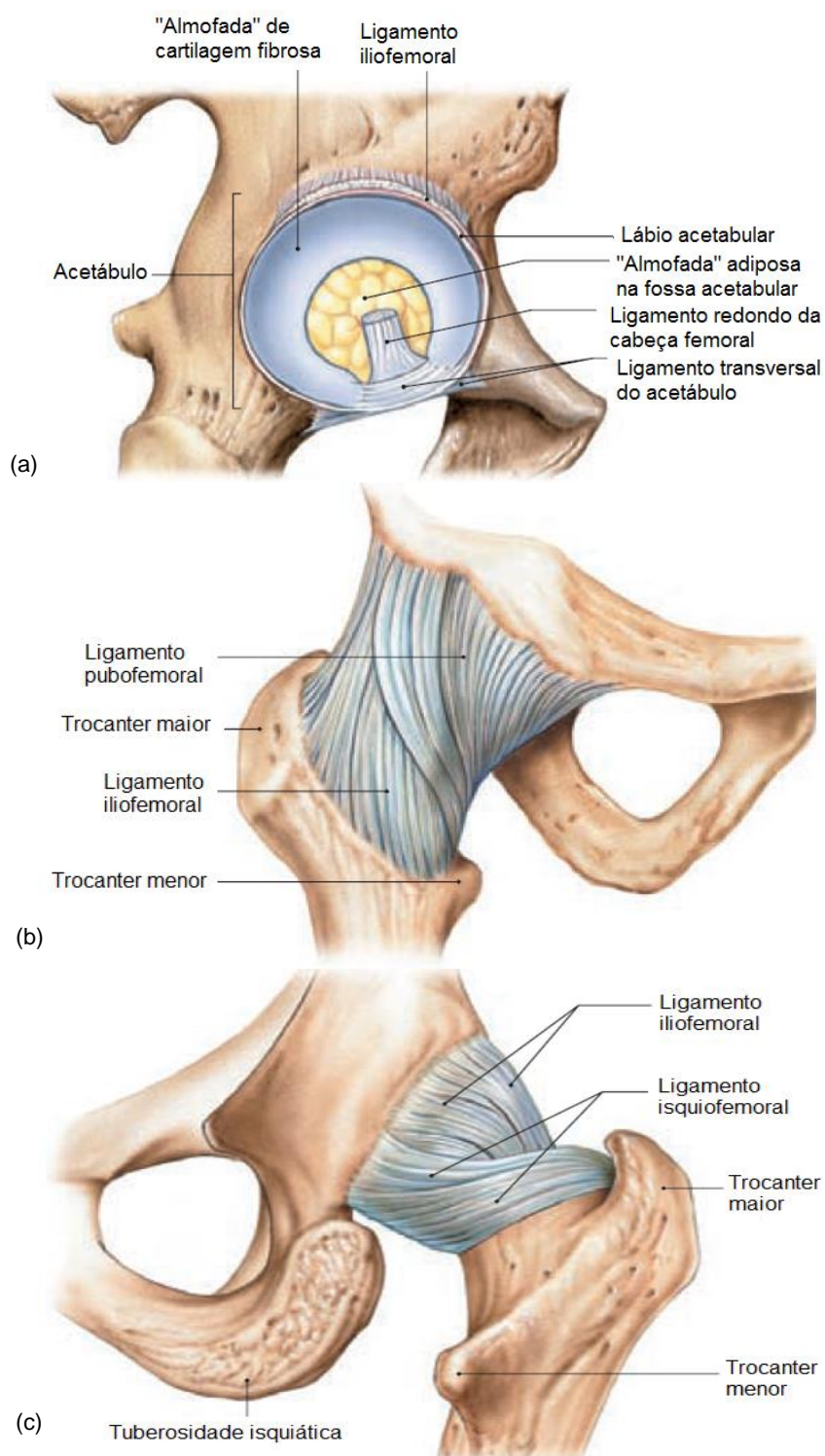
A cápsula articular que envolve a articulação do quadril (FIGURAS 2.4b e 2.4c) é extremamente densa e forte. Ela oferece uma poderosa contribuição para a estabilidade articular e se estende desde a superfície lateral e inferior da cintura pélvica até a região intertrocantérica da cabeça, e envolve em seu interior a cabeça e colo femoral. Isso evita com que a cabeça femoral deixe de estar em contato permanente com o acetábulo, o qual traria prejuízos ao indivíduo. Além da cápsula existe uma espécie de flange de cartilagem fibrosa em torno do acetábulo chamado lábio acetabular (MARTINI et al., 2009; DRAKE et al., 2004, TORTORA, 2000).

Os ligamentos iliofemoral, isquiofemoral e pubofemoral reforçam a cápsula articular (FIGURAS 2.4b e 2.4c). O ligamento acetabular transversal cruza o recesso acetabular e completa o fundo da fossa acetabular. Existe ainda um quinto ligamento, denominado redondo e que liga a cabeça femoral ao acetábulo, o qual só é tencionado quando o músculo que está em flexão sofre uma rotação externa. A massa dos

² Articulação entre dois ossos, os quais são separados por uma estreita cavidade (DRAKE et al., 2004).

músculos e dos ligamentos que rodeiam a articulação do quadril ajuda a melhorar a sua estabilidade (MARTINI et al., 2009; DRAKE et al., 2004).

FIGURA 2.4: ARTICULAÇÃO DO QUADRIL



FONTE: Adaptado de MARTINI et al. (2009)

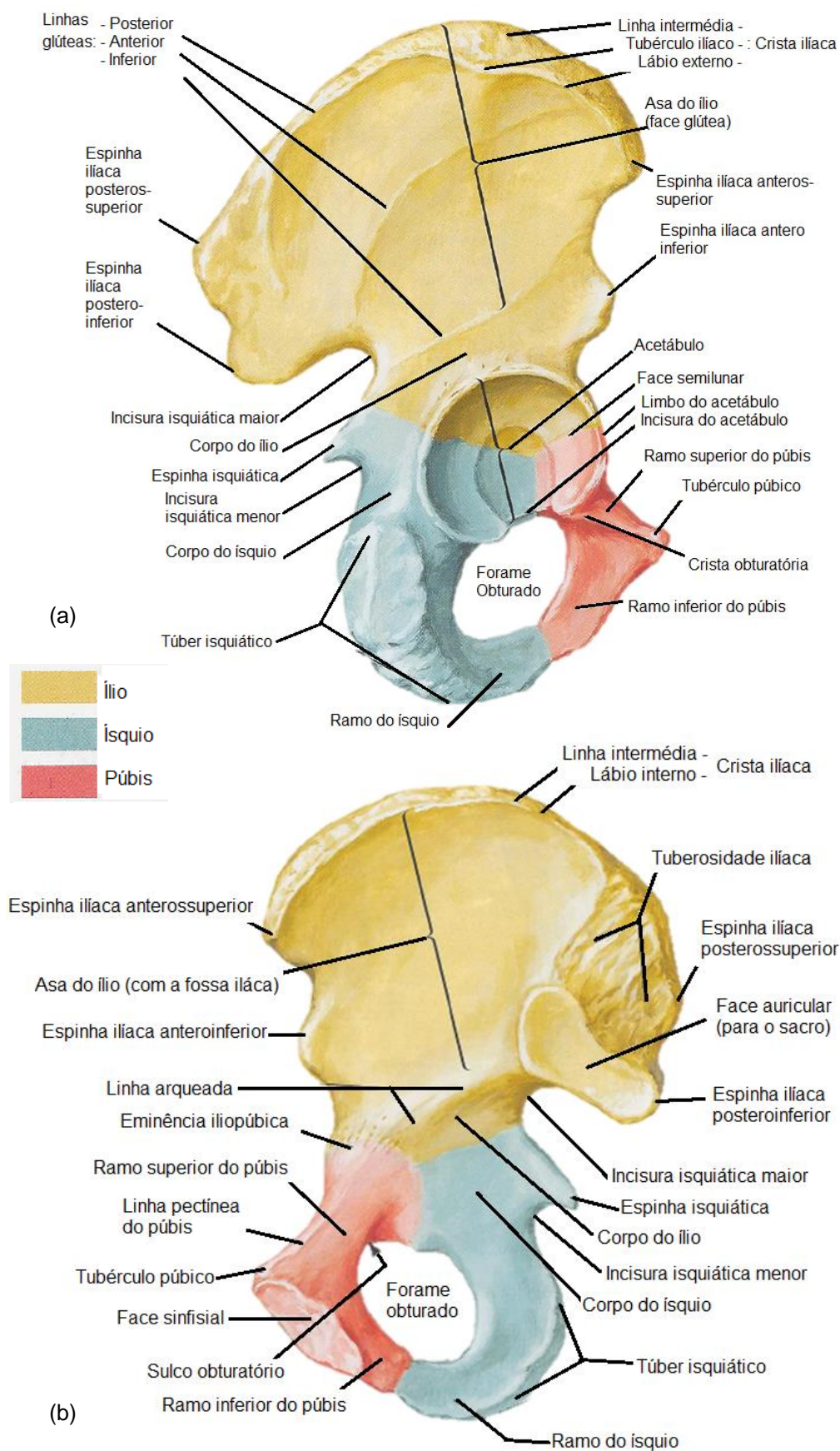
Legenda: vistas (a) lateral, (b) anterior e (c) posterior da articulação do quadril e seus ligamentos de reforço

2.3.1.1 O acetábulo

O acetábulo da pélvis (FIGURA 2.5) é uma região do quadril formada pela junção (sinosteose) de três ossos: o ílio, o ísquio e o púbis (SOBOTTA, 1995). O ílio é a parte mais plana e superior do quadril. Na parte inferior do ílio se encontra o corpo, o qual faz parte da sinosteose que forma o acetábulo. O ísquio é a parte posteroinferior da coxa, a parte mais volumosa e larga. Sua porção superior faz parte da junção acetabular. E por fim, o púbis é a parte anteroinferior, possuindo um tamanho menor e geometria plana, e sua parte posterior faz parte do acetábulo (DRAKE et al., 2004; TORTORA, 2000). A sinosteose dá forma a uma cavidade profunda que oferece estabilidade intrínseca à articulação (BRUNS et al., 2003) e, devido sua forma, o acetábulo é conhecido como superfície semilunar.

Existem duas superfícies que dividem o acetábulo. A primeira superfície não é articulável, ou seja, permanece estática durante a execução dos movimentos, e em seu centro existe uma depressão chamada fossa acetabular. Nesta depressão é onde o acetábulo e a cabeça femoral são conectados através de um ligamento, denominado ligamento redondo (NETTER, 2011), o qual possui um pequeno ramo da artéria obturatória, sendo esta responsável pelo suprimento sanguíneo da fóvea (BRUNS et al., 2003). A segunda é uma superfície toda revestida com uma fibrocartilagem que permite que ocorra o contato e todos os movimentos existentes com a cabeça do fêmur. A cartilagem permite uma articulação congruente entre os ossos que a compõem, onde a transmissão do carregamento acontece ao longo dos mesmos, além de permitir movimentos com baixo atrito entre as superfícies da articulação (ROESLER, 2006). Ao redor de toda a margem do acetábulo, existe um colar fibrocartilaginoso, denominado limbo, lábio, labrum ou borda acetabular, sendo que este é dependente do acetábulo. Este colar tem a função de dar estabilidade ao arranjo ósseo e promover a propriocepção, ou seja, informar ao cérebro qual a posição que a articulação se encontra no espaço sem a necessidade de olhar para a mesma (CORADIN et al., 2012).

FIGURA 2.5: ACETÁBULO

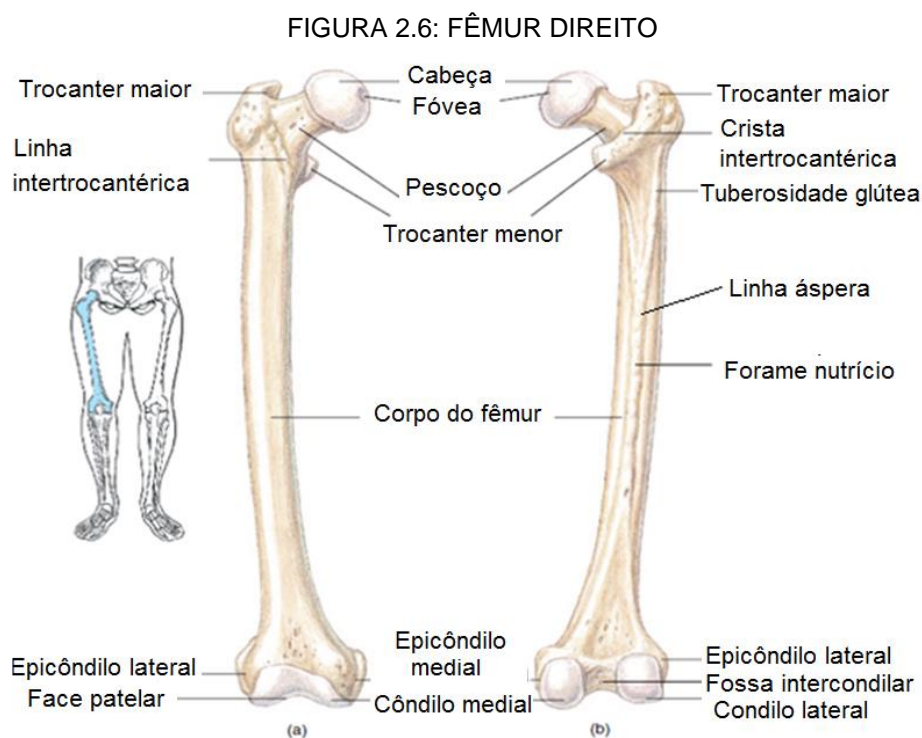


FONTE: Adaptado de Sobotta (1995)

Legenda: vistas (a) lateral e (b) medial do acetábulo do pênis

2.3.1.2 O Fêmur

O fêmur é o maior, mais pesado e mais forte osso do corpo humano (FIGURA 2.6). Também, é definido como sendo um osso longo. O mesmo pode ser dividido em três regiões: a proximal (cabeça femoral), medial (corpo) e distal (extremidade inferior).



FONTE: Adaptado de van der Graaff (2003)
Legenda: (a) vista anterior e (b) vista posterior

A região proximal do fêmur (FIGURA 2.7) é formada pela cabeça, colo femoral e tubérculos. A cabeça femoral se articula com o acetábulo. Um ligamento de estabilização se fixa na cabeça femoral através de uma depressão não articular próxima ao centro da mesma, denominada fóvea. Além do auxílio ao suporte dos esforços aplicados sobre a cabeça femoral, a fóvea é o local para a entrada de artérias que fazem a nutrição da região proximal. O colo é uma região de constrição logo abaixo da cabeça, sendo este um local comum de ocorrência de fraturas em idosos (DRAKE et al., 2004; VAN DER GRAAF, 2003). A maior protuberância na região proximal é denominada trocanter maior. Este se estende superiormente da diáfise femoral e imediatamente lateral à região onde a diáfise e o colo femoral se unem. O trocanter maior possui uma crista alongada em sua superfície anterolateral para a

inserção do músculo glúteo mínimo, e uma crista similar em sua superfície lateral, para a fixação do músculo glúteo médio. Outros músculos que são inseridos na região são o obturador interno, gêmeos e o piriforme. A outra protuberância na região proximal é o trocanter menor, o qual possui um tamanho menor quando comparado ao outro trocanter, e um formato cônico rombo. Nesta região estão inseridos os músculos psoas maior e o íliaco (DRAKE et al., 2004). Entre os trocanteres existe a região transtrocanterica, a qual é uma área de transição entre o colo e a diáfise femoral (ANTONIALLI, 2013). Nesta situam-se a linha e a crista intertrocanterica (DRAKE et al., 2004).

FIGURA 2.7: REGIÃO PROXIMAL DO FÊMUR



FONTE: Adaptado de Sobotta (1995)

A diáfise do fêmur (região medial) curva-se medialmente de modo que a articulação com o joelho se aproxima da linha de gravidade do corpo humano. Essa curvatura é maior para a mulher devido à pélvis feminina ser maior (DRAKE et al., 2004). A diáfise consiste em um cilindro de osso cortical em torno de uma cavidade denominada medular. A cavidade medular é envolvida por uma fina camada de tecido conectivo chamado endóstio (VAN DER GRAFF, 2003).

A diáfise femoral expande-se até a região distal do fêmur, fazendo conexão com a articulação do joelho. A região distal é formada por côndilos e epicôndilos.

Entre os côndilos, no aspecto anterior, existe uma depressão pouco profunda denominada fossa intercondilar. A patela está situada no lado anterior. Acima estão os epicôndilos situados a direita e a esquerda, os quais servem para a fixação dos tendões e ligamentos da articulação naquela região (VAN DER GRAAFF, 2003).

2.3.1.3 Musculatura e movimentos da articulação do quadril

Conforme Rodrigues et al. (2014), o quadril possui três eixos e três graus de liberdade. São eles:

- (i) Eixo transversal: situado no plano frontal, em volta do qual se efetuam os movimentos de flexão-extensão;
- (ii) Eixo anteroposterior: situado no plano sagital que passa pelo centro da articulação, em volta do qual se realizam os movimentos de abdução-adução;
- (iii) Eixo vertical: permite os movimentos de rotação interna e externa.

Na TABELA 2.1 são apresentadas as principais direções utilizadas nas descrições das translações e rotações espaciais das estruturas anatômicas do corpo humano. Os movimentos de rotação são apresentados na FIGURA 2.8. Os movimentos do quadril são realizados por uma única articulação, a coxofemoral. A cabeça do fêmur articula-se com o acetábulo do osso ilíaco. A cápsula articular é o elemento de reforço e estabilização da articulação, a qual é inserida acima da margem do acetábulo.

Como em todas as articulações com três graus de liberdade, o movimento de circundução do quadril define-se como sendo a combinação dos movimentos elementares simultaneamente em volta dos três eixos (RODRIGUES et al., 2014). Os músculos têm um papel essencial na estabilidade do quadril. A musculatura da região glútea (

FIGURA 2.9) faz com que o fêmur seja abduzido, estendido e rotacionado lateralmente em relação ao osso do quadril (DRAKE et al., 2004). Esta musculatura é dividida em dois grupos. O primeiro grupo é profundo e composto basicamente por pequenos músculos, os quais são rotadores laterais do fêmur na articulação do quadril e incluem o piriforme, os obturadores externo e interno, os gêmeos superior e inferior

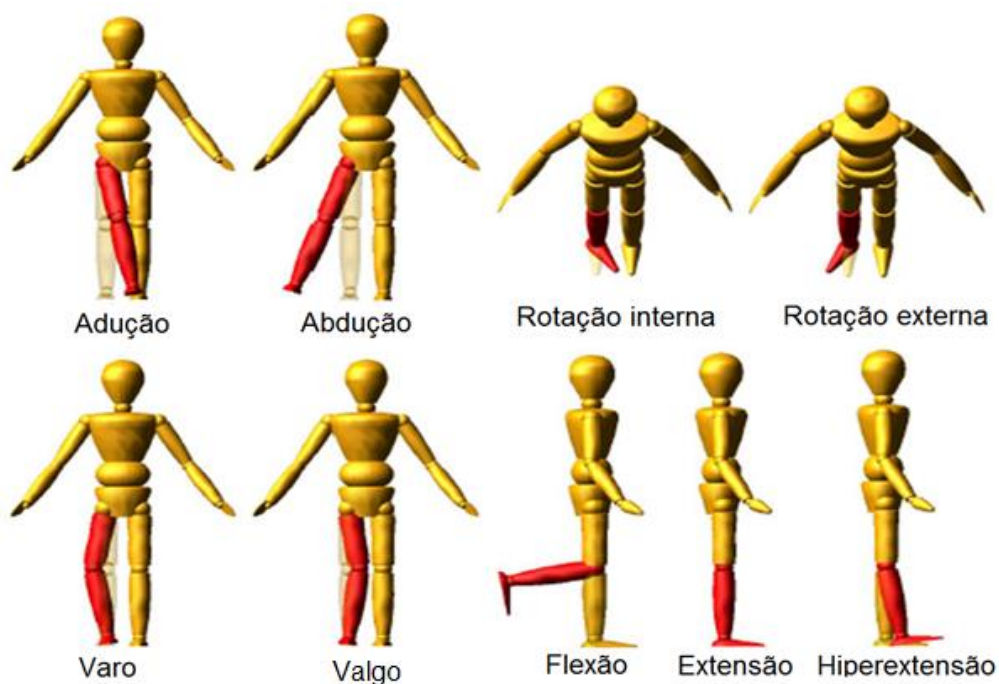
e o quadrado femoral. O segundo grupo é mais superficial e é composto por músculos maiores que possuem as funções de abdução e extensão do quadril, incluindo os glúteos mínimo, médio e máximo, além do músculo tensor da fascia lata (MARTINI et al., 2009; DRAKE et al., 2004).

TABELA 2.1: PRINCIPAIS DIREÇÕES UTILIZADAS PARA DESCRIÇÃO DOS MOVIMENTOS DE TRANSLAÇÃO E ROTAÇÃO

	Termo	Definição
Translação	Anterior	Para frente
	Posterior	Para trás
	Lateral	Para longe do plano mediano
	Medial	No sentido do plano mediano
	Proximal	Próximo ao tronco ou à raiz do membro
	Distal	Para longe do tronco ou raiz do membro
	Inferior	Para baixo
	Superior	Para cima
Rotação	Adução	Um movimento ativo em direção ao plano mediano
	Abdução	Um movimento ativo para fora do plano mediano
	Rotação interna	Rotação para dentro (para o corpo)
	Rotação externa	Rotação para fora (fora do corpo)
	Varo	Uma torção para dentro da parte distal do membro
	Valgo	Uma torção para fora da parte distal do membro
	Flexão	Movimento que diminui o ângulo da articulação
	Extensão	Movimento que aumenta o ângulo da articulação

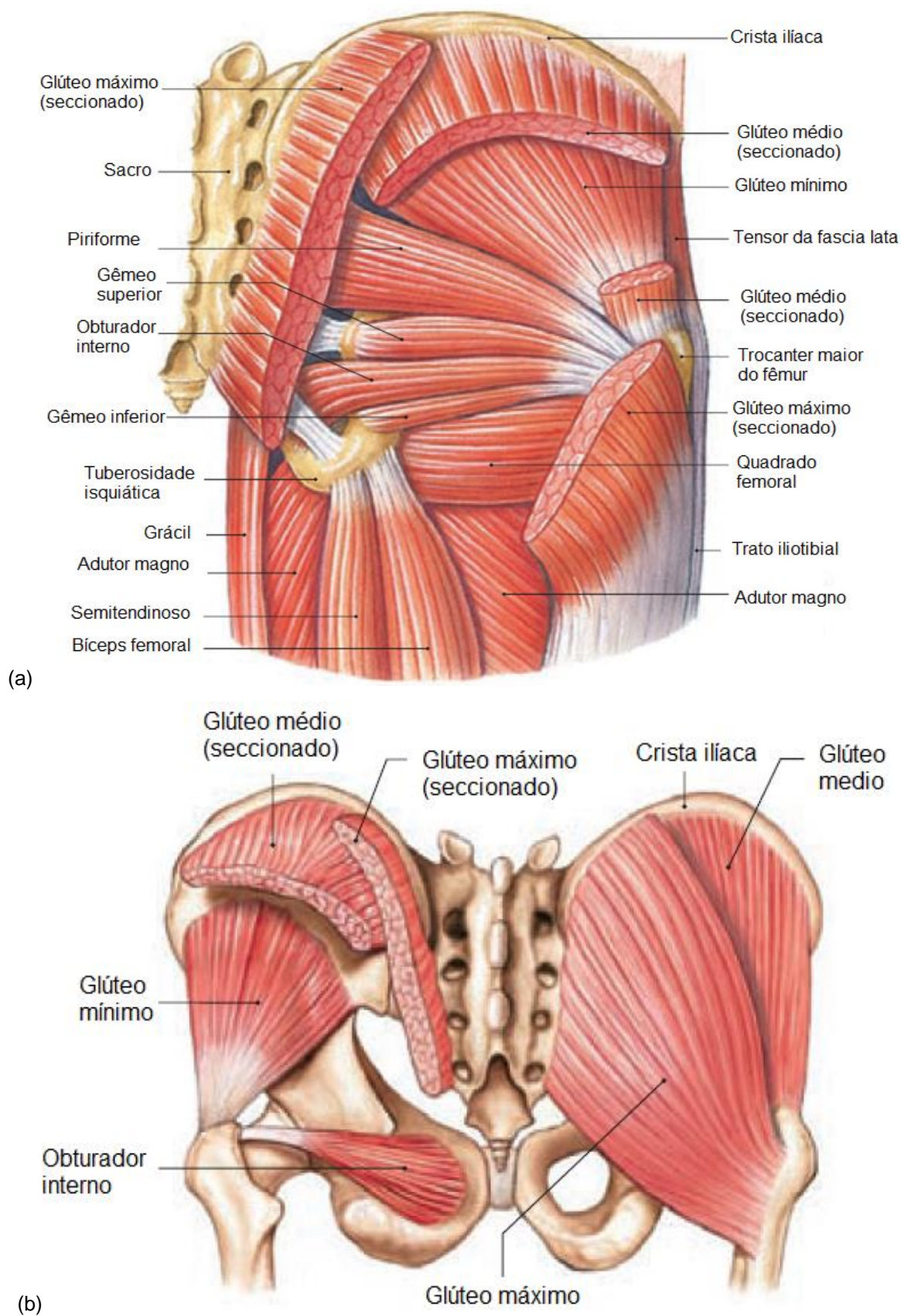
FONTE: Adaptado de Oliveira (2014)

FIGURA 2.8: MOVIMENTOS DE ROTAÇÃO NOS MEMBROS INFERIORES



FONTE: Adaptado de Strickland (2009)

FIGURA 2.9: MÚSCULATURA DA REGIÃO GLÚTEA



FONTE: Adaptado de Martini et al. (2009)

Legenda: (a) vista posterior dos músculos profundos e (b) vista posterior dos glúteos e rotadores laterais

2.4 REMODELAÇÃO ÓSSEA

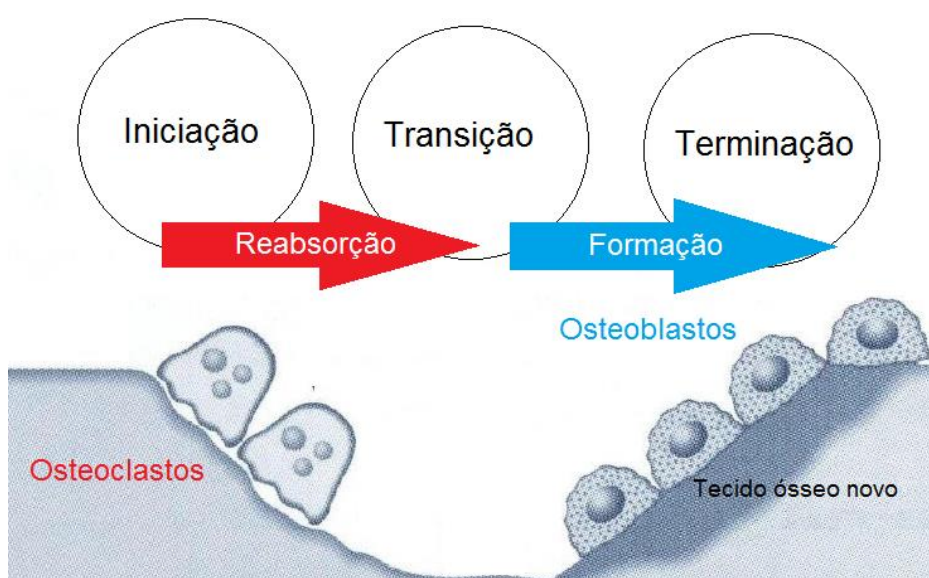
No início do século XIX, o anatomista e cirurgião alemão Julius Wolff (1836-1902) propôs a existência de uma relação entre o tecido ósseo e os esforços a que está sujeito. Este conceito é conhecido como Lei de Wolff. A ideia consiste em uma visão dinâmica da estrutura do osso em relação a sua característica de adaptação aos diferentes esforços externos. O tecido ósseo é um compósito único de células vivas envolvidas em uma estrutura mineralizada tridimensional semelhante a um favo de mel. O osso trabecular consiste de uma rede altamente conectada de suportes verticais e horizontais, chamadas trabéculas. Estas, em sua maioria, são orientadas ao longo das linhas de força do campo de tensões, enquanto o restante fortalece a rede, unindo perpendicularmente trabéculas adjacentes. Mesmo depois que o desenvolvimento e crescimento longitudinal do esqueleto estejam completos, o tecido ósseo mantém sua capacidade de alterar a sua estrutura interna, removendo o tecido ósseo velho e substituindo-o por um novo e saudável. Este é um processo denominado remodelação óssea (R.O.), a qual é uma propriedade fundamental que permite a adaptação óssea, devido os esforços a que o osso está submetido (LEMAIRE et al., 2004).

A remodelação óssea (R.O.) permite, também, a restauração de micro lesões causadas por fadiga e choques. Esse cuidado constante da matriz óssea impede sua deterioração precoce e mantém a sua força global. A remodelação é um processo complexo realizado pelas atividades coordenadas de osteoblastos e osteoclastos. Os osteoblastos são de origem mesenquimal (formação óssea) e são as células responsáveis pela síntese da matriz óssea. Os osteoclastos são de origem hematopoiética e são as únicas células capazes de reabsorção óssea mineralizada. As interações entre osteoblastos e osteoclastos, que garantem um bom equilíbrio entre o ganho e a perda óssea, é conhecido como acoplamento (ROESLER, 2006; LEMIRE et al., 2004). Levando em consideração apenas a forma mecânica do processo, este se inicia a partir de uma modificação do carregamento externo aplicado, gerando um estímulo mecânico (BAGGE, 1999). Este atua como um sensor, o qual mede o nível do carregamento aplicado, ativando as células de formação ou reabsorção óssea (LI et al., 2007). Em regiões do tecido ósseo onde há um campo de tensões mais elevado, existirá um ambiente propício para a formação de tecido menos poroso, enquanto que em regiões menos solicitadas mecanicamente, ocorrerá um

maior nível de reabsorção óssea (porosidade em níveis maiores). Basicamente é um ciclo composto por três etapas (FIGURA 2.10):

- (i) Iniciação do processo de reabsorção óssea no tecido;
- (ii) A transição, a qual consiste no começo da formação do tecido ósseo novo nas cavidades geradas pelas células de reabsorção. Este processo ocorre durante pelo menos três meses (ROESLER, 2006);
- (iii) A formação do tecido é gradualmente mantida até a sua completa finalização.

FIGURA 2.10: ETAPAS REFERENTES AO PROCESSO DE R.O.



FONTE: Adaptado de Bueno (2016) e Matsuo e Irie (2008)

Diversos modelos matemáticos, mecânicos ou biológicos são desenvolvidos com o intuito de analisar o comportamento do processo de R.O. existente no corpo humano. Os modelos de remodelação levam em consideração os estudos realizados por Julius Wolff. Na bibliografia da área são encontrados modelos que consideram o tecido ósseo com comportamento isotrópico (HUISKES et al., 1987; BEAUPRÉ et al., 1990; JACOBS et al., 1995; STÜLPNER et al., 1997; CHEN et al., 2007), que incorporam a teoria de dano (HAZELWOOD et al., 2001; SYLLIAASEN, 2010), a reabsorção óssea sobre altos níveis de deformação (LI et al., 2007) ou o microdano e deformação (McNAMARA e PRENDERGAST, 2007). Outros modelos consideram o comportamento ósseo como sendo anisotrópico, onde as propriedades físicas variam conforme a direção considerada (COWIN, 1986; JACOBS et al., 1997), e adicionam a

teoria geral da Mecânica do Dano Contínuo (DOBLARÉ e GARCÍA, 2001; RÜBERG, 2003; SOUZA, 2009). E há também, modelos biológicos que utilizam conceitos relacionados à micromecânica do contínuo para a descrição do comportamento anisotrópico, heterogêneo e multiescala do osso (LEMAIRE et al., 2004; PIVONKA et al., 2008; SCHEINER et al., 2012; MERCURI, 2012; DANIEL, 2013).

2.5 ARTROPLASTIA TOTAL DE QUADRIL (ATQ)

Diferentes doenças podem causar prejuízos à articulação do quadril, as quais podem produzir um ataque severo sobre a cartilagem e, posteriormente, aos ossos que compõem a articulação, ou diretamente ao tecido ósseo. Entre as doenças que afetam a articulação do quadril, se destacam a osteoartrite, também conhecida como osteoartrose, artrose, processo degradativo articular ou processo degenerativo articular (GUERMAZI et al., 2015; SANTOS et al., 2014; REZENDE et al., 2013; ROSIS et al., 2010; GALIA, 2002), a osteonecrose da cabeça femoral, também conhecida como necrose asséptica da cabeça femoral ou necrose avascular, a qual afeta pacientes na faixa etária entre 30 e 50 anos (GARCIA e PICADO, 2011; POLESELLO et al., 2009; NATALIO et al., 2009), o impacto femoroacetabular (CABRITA et al., 2015; LABRONICI et al., 2009; POLESELLO et al., 2009), a lesão labral (CABRITA et al., 2015; CORADIN et al., 2012), a artrite reumatoide (COSTA et al., 2014; CORBARCHO e DAPUETO, 2010; LAURINDO et al., 2004; BRUNS et al., 2003) e fraturas do colo femoral (DRAKE et al., 2004).

Quando a articulação está saudável, os movimentos gerados são realizados com baixo atrito e, conseqüentemente, sem dor na região. Para o caso da osteoartrite, por exemplo, quando existe um processo de degradação da cartilagem, da articulação, os ossos que a formam passam a ter um contato direto, isto é, osso-a-osso, e devido a estes serem inervados, ocorre o aparecimento de dor e diminuição dos movimentos, o que dificulta as atividades diárias, prejudicando a qualidade de vida. O indivíduo com alguma doença na articulação do quadril apresenta um quadro clínico caracterizado por dores progressivas, perda de mobilidade, dificuldade ao andar de maneira compassada, além do enfraquecimento de caráter progressivo na musculatura da articulação (PEREIRA et al., 2014; DUARTE e ALBERTI, 2013; GOMES, 2010; DALLACOSTA, 2007; ROESLER, 2006).

Diferentemente do tecido ósseo, a cartilagem articular possui uma capacidade limitada de se regenerar (DALLACOSTA, 2007; ROESLER, 2006). Caso as medidas terapêuticas conservadoras como mudanças no estilo de vida, alimentação, práticas de atividades esportivas coordenadas e uso de medicamentos não produzam um efeito satisfatório, o procedimento cirúrgico denominado Artroplastia Total do Quadril (ATQ) é a opção mais eficiente para o tratamento. Através deste, os movimentos são restabelecidos, além de proporcionar alívio à dor na região e possibilidade do retorno às atividades diárias, as quais foram prejudicadas devido à doença articular (PEREIRA et al., 2014; DEVITO et al., 2013; DUARTE e ALBERTI, 2013; GOMES, 2010; DALLACOSTA, 2007). A cirurgia tem por objetivo substituir de maneira total ou parcial, a articulação natural fraturada ou doente por uma articulação artificial composta por materiais não orgânicos (PEREIRA et al., 2014, DALLACOSTA, 2007). Na FIGURA 2.11 tem-se uma representação de uma articulação do quadril após a realização da ATQ, na qual é utilizada uma prótese total de quadril.

FIGURA 2.11: REPRESENTAÇÃO DE UMA ARTICULAÇÃO DO QUADRIL APÓS A REALIZAÇÃO DA ATQ COM UTILIZAÇÃO DE PRÓTESE TOTAL DE QUADRIL



Fonte: Adaptado de Foran e Fisher (2015)

Em 1958, um dos pioneiros em relação à cirurgia total de quadril, o cirurgião britânico Sir John Charnley (1911-1982), apresentou um novo conceito de prótese. Esta é composta por um componente femoral metálico. O par tribológico formado por uma esfera também metálica e um componente de teflon inserido no acetábulo. A fixação é realizada a partir de um cimento acrílico, o que proporciona baixo atrito.

Porém, essa técnica não preserva o colo do fêmur substituindo-o por uma haste colocada no interior do canal medular. Houve necessidade de melhoria quanto ao teflon, já que este apresentou precoce deformação, além de um rápido desgaste. Em 1962, Sir Charnley apresentou um componente acetabular feito de polietileno, sendo este, seu grande sucesso, tanto que estudos destas próteses, depois de 25 anos de utilização, demonstraram índices de sobrevida de até 81%. Os novos resultados de Sir Charnley esclareceram aspectos fundamentais das artroplastias (CHANRLEY³, 1979 apud MACEDO, 2007).

As próteses cimentadas se espalharam pelo mundo. Porém, embora houvesse grande evolução em relação a esse conceito, problemas começaram a aparecer tais como: afrouxamentos, desgastes do polietileno, fraturas de hastes e infecções frequentes. Dificuldades que de alguma maneira foram sendo controladas (DALLACOSTA, 2007). Já problemas com afrouxamento asséptico, principalmente com relação a jovens ativos, dificuldade de reproduzir a boa técnica de cimentação e os maus resultados dos procedimentos de revisão continuaram a ser grandes desafios. Acreditava-se que estas complicações eram diretamente ligadas ao uso do cimento ósseo, fato que ficou conhecido como “doença do cimento” (ANTONIALLI, 2013). Isto impulsionou a busca de alternativas não cimentadas de próteses de quadril (GRUEN *et al.* 1979 apud MACEDO, 2007). Assim, as próteses de fixação biológicas tomaram notoriedade, sendo essas fabricadas a partir de diferentes desenhos, características e matéria prima.

2.6 PRÓTESES DE QUADRIL

Avanços notáveis têm sido realizados no campo de desenvolvimento de próteses articulares. Estas não substituem perfeitamente uma articulação normal e saudável, porém, são uma ótima opção para pacientes que tenham algum tipo de

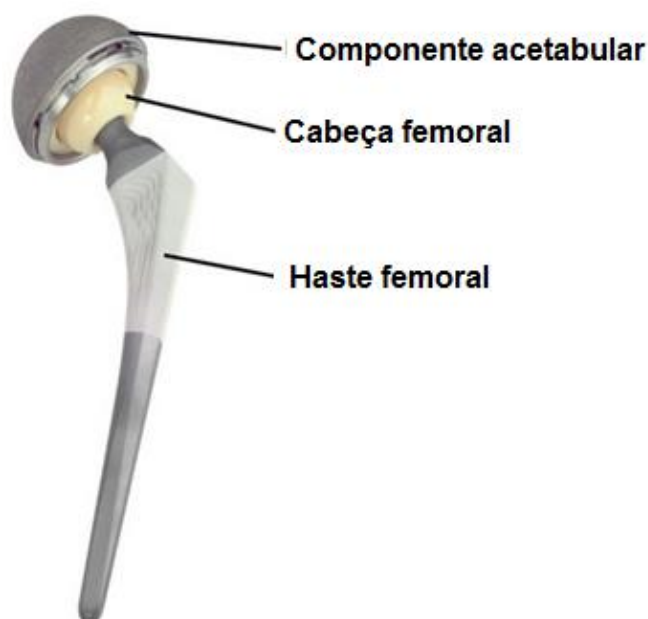
³ CHANRLEY, J. **Low friction arthroplasty**. Springer Verlag: Berlin, 1979

⁴ GRUEN, T.A.; McNEICE G.M.; AMSTUTZ H.C. “Modes of failure” of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v. 141, p. 17-27, 1979.

problema que debilite seu estado saudável. Atualmente, vários tipos de próteses são fabricados, utilizando diferentes tipos de materiais e geometrias, e para diversas partes do corpo humano como as articulações do ombro, joelho, cotovelo e quadril. Estas últimas são tratadas no corrente estudo.

A prótese total do quadril, também conhecida como prótese clássica, é o padrão das próteses utilizadas nas artroplastias de quadril e, devido ao seu sucesso, serve como base para comparações quanto a outros modelos criados. Esta é a mais estudada e tradicional no ramo médico e é utilizada quando as cartilagens articulares da cabeça do fêmur e da cavidade acetabular estão irremediavelmente comprometidas, além de possuir indicação precisa nas artroses e outros processos degenerativos da articulação (MACEDO, 2015). Sua desvantagem é a retirada de uma quantidade maior do osso femoral para seu implante, quando comparado às próteses menores.

FIGURA 2.12: MODELO DE PRÓTESE TOTAL DE QUADRIL NÃO CIMENTADA



Fonte: Adaptado de Busato (2014)

Basicamente, a prótese total de quadril (FIGURA 2.12) é dividida em duas partes. A primeira é um componente acetabular composto por uma parte metálica inserida no acetábulo da pélvis e uma parte articulável, fabricada com biomateriais metálicos, poliméricos ou cerâmicos, a qual é parte da superfície de contato e deslizamento e que dá a possibilidade da realização dos movimentos. A segunda parte é um componente femoral também dividido em duas outras partes, sendo a

primeira uma cabeça esférica e que, junto com o componente acetabular, forma o par tribológico (superfície de contato e deslizamento), e a segunda, a haste femoral, a qual é inserida junto ao canal intramedular ósseo.

2.6.1 Fixação de próteses de quadril

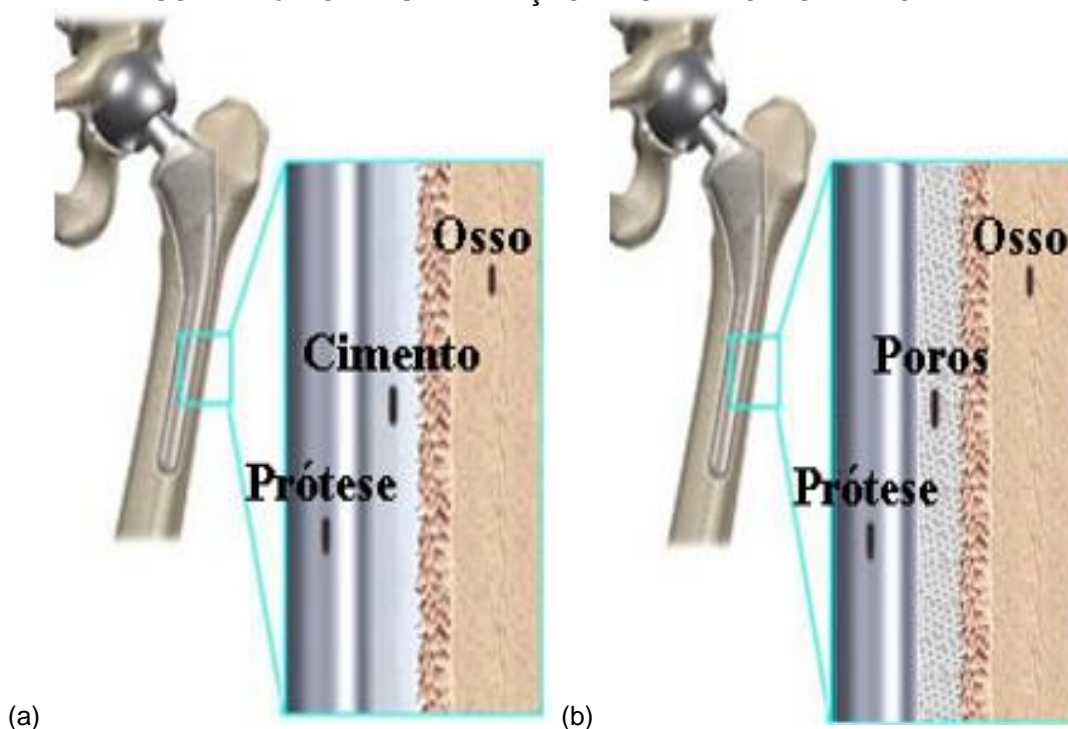
Quanto à fixação, a prótese necessita estar presa ao osso para que tenha um perfeito funcionamento e, para isso, duas maneiras de fixação são utilizadas.

A primeira é a cimentação (FIGURA 2.13a), a qual foi introduzida por Sir Charnley nos anos de 1960. O cimento funciona como um preenchimento entre o implante e o osso trabecular de modo que a carga aplicada é transmitida de forma aproximadamente uniforme sobre toda a interface cimento/osso (JORDÃO et al., 2013). O cimento mais utilizado é o polimetilmetacrilato (PMMA), um polímero acrílico, que polimeriza numa reação exotérmica. Este é inserido nas cavidades acetabular ou na diáfise femoral e penetra na porosidade óssea proporcionando imediata fixação do implante. Este é um tipo de fixação que possui ampla indicação, sendo sua aplicação mais apropriada em pacientes cujo osso tem pouca capacidade de crescimento e remodelação (HATEM et al., 2014).

A segunda maneira para fixação se dá pelo princípio da osseointegração (FIGURA 2.13b). Este é um processo que envolve uma série de eventos biológicos celulares e extracelulares na região de interface, até que a superfície da prótese seja coberta com osso novo (MAVROGENIS et al., 2009). As próteses não cimentadas são ajustadas pelo cirurgião e a fixação é feita pelo organismo, através do crescimento ósseo junto à da superfície porosa da prótese (*bone-ingrowth*), ou pela deposição do osso (*press-fitted*) sobre os materiais bioativos. Para o primeiro, existe uma cobertura feita de pequenas partículas ou fibras metálicas, que compõem uma pequena camada sobre a superfície da prótese, constituída por poros ou pequenas depressões para o crescimento do tecido ósseo. Esta camada pode ser de fosfato de cálcio ou algum outro tipo de biomaterial que estimule o crescimento do tecido ósseo (ROESLER, 2006). Para as próteses fixadas pelo modo *press-fitted*, uma cavidade ao longo da diáfise femoral é feita, onde uma prótese com formato cônico e com ajuste fino é inserida. Inicialmente, esta é considerada solta dentro do osso. Após as solicitações dos carregamentos aplicados, a prótese é pressionada para que aconteça a fixação sob pressão e também, para que ocorra o crescimento do tecido ósseo (ROESLER,

2006). Uma prótese é considerada totalmente integrada quando não há movimentação relativa com o osso que possua contato direto. A mobilidade excessiva do componente pode causar a formação de uma membrana fibrosa ao redor da prótese e causar deslocamentos na interface osso/prótese e, assim, inibir a osseointegração (MAVROGENS et al., 2009; ROESLER, 2006, MARCO et al., 2005).

FIGURA 2.13: FORMAS DE FIXAÇÃO DE UMA PRÓTESE FEMORAL



Fonte: Adaptado de Macedo (2015)

Legenda: Fixação por (a) cimentação e (b) osseointegração

As próteses que são fixadas por meio da osseointegração têm ampla indicação. Porém, estas devem ser implantadas em indivíduos cujo o osso possua capacidade de suportar as pressões durante o ajuste, a estabilização primária da prótese, além de promover a fixação secundária, através do crescimento e remodelação do tecido ósseo, conforme acontece durante a cura de uma fratura.

2.6.2 Modelos de próteses total de quadril

Existem outros modelos que são aplicados ao quadril, além da prótese total. A prótese metafisária difere-se da total pelo tamanho da haste femoral, a qual é mais curta, sendo indicada para pacientes jovens e ativos. Sua fixação é realizada na região proximal do fêmur, através de sua área revestida. A utilização deste tipo de prótese

preserva tecido ósseo na diáfise femoral. Outro modelo é a de recapeamento (*resurfacing*), a qual poupa todo o colo e parte da cabeça femoral, sendo inserido sem cimento, devido aos esforços ocorridos na articulação (LAGE e FAGA, 2014).

Os modelos de prótese total de quadril se diferenciam basicamente conforme o modo de fixação junto ao tecido ósseo, formato e material. A haste femoral cimentada possui uma superfície polida e é confeccionada utilizando ligas de aço inoxidável ou cromo-cobalto. Esta é produzida em vários tamanhos e existem formatos especiais para pacientes que possuam fêmures deformados ou que sejam muito grandes ou possuam canal estreito. A prótese não cimentada é instalada sob pressão no canal femoral para que ocorra o crescimento ósseo, o qual possibilita a fixação do componente junto ao osso. Este é geralmente fabricado com ligas especiais de titânio com uma rigidez maior, quando comparado ao material utilizado em componentes acetabulares. As hastes não cimentadas são fabricadas em diversos tamanhos e modelos para propiciar a adaptação óssea e são inseridos microporos ou rugosidades, os quais são preenchidos por osso para que ocorra a fixação através da osseointegração. Também existem os componentes revestidos por materiais sintéticos com composição similar a do osso e que auxiliam na fixação da prótese (HATEM, 2014).

Na região proximal da haste femoral está presente uma cabeça esférica, amovível ou não. Esta é fabricada numa vasta gama de diâmetros, geralmente compreendidos entre 28 mm e 36 mm, mas também nos chamados grandes diâmetros (superiores a 40 mm) e pequenos diâmetros (cerca de 22 mm). Para cada diâmetro, a cabeça da haste pode ser constituída por diversos tipos de materiais, cada qual com as suas vantagens e limitações, à exceção dos grandes e pequenos diâmetros que apenas são disponibilizados em materiais metálicos. Na fabricação da cabeça femoral é necessário levar em conta uma boa esfericidade da mesma, a qual se define pelo quão se assemelha a uma esfera perfeita. É importante, por outro lado, que o tratamento final da superfície da mesma ofereça um nível de rugosidade relativamente baixo, de forma a diminuir o coeficiente de desgaste da articulação (ALMEIDA, 2008). Os principais materiais utilizados para fabricação das cabeças femorais são as ligas de aço, cromo-cobalto ou cerâmica (HATEM, 2014).

O componente acetabular cimentado, em geral, é fabricado a partir de polímero denominado polietileno de ultra alto peso molecular (PEUAPM). Segundo Hatem (2014), este é um material que tem sido aperfeiçoado através da utilização de

radiação, aumentando assim, as ligações entre as moléculas (polietileno "*cross-linked*"). Uma de suas principais características é a alta resistência ao desgaste. Além disso, a evolução do material da prótese permitiu sua utilização em pacientes mais jovens e ativos e, também, viabilizou o uso de cabeças femorais de maior diâmetro, as quais trazem uma maior mobilidade e segurança, visto que o risco de luxações foi reduzido (BUSATO, 2014). Os componentes acetabulares cimentados são fabricados em diversos diâmetros, para serem usados conforme a anatomia do indivíduo. Sua superfície externa irregular facilita a fixação do osso com o cimento ósseo. Já a interna é côncava e é onde a cabeça femoral irá articular. Geralmente é inserido um anel metálico permitindo a identificação na radiografia (HATEM, 2014). O componente acetabular para fixação sem cimento é produzido, geralmente, com orifícios para a instalação de parafusos, o que auxilia a fixação inicial da parte metálica no osso. Internamente, existe um componente de polietileno ou cerâmica, o qual se encaixa com a cabeça femoral para ação dos movimentos da articulação (HATEM, 2014).

2.7 BIOMATERIAIS

O avanço da tecnologia tem possibilitado o desenvolvimento de técnicas capazes de restabelecer as funções de forma total ou parcial de um órgão ou uma parte do corpo. Dentre diversas técnicas existentes, a que apresenta grande versatilidade é a substituição do tecido danificado por um artificial constituído por um biomaterial (RODRIGUES, 2013).

Este tipo de material deve apresentar propriedades físicas e biológicas compatíveis com o organismo do indivíduo. Quando há uma resposta adequada do organismo para com o biomaterial, considera-se que este é biocompatível. A biocompatibilidade é definida como sendo uma habilidade do material em possuir um desempenho satisfatório, com resposta adequada, a uma aplicação específica (RODRIGUES, 2013, GOMES, 2010; RATNER et al., 1996). Os produtos resultantes das reações dos materiais implantados, como os fluidos corpóreos, devem ser tolerados pelo osso hospedeiro, não prejudicando a função normal do tecido ósseo (CALLISTER, 2007). Caso o material cause rejeição, podem ocorrer duas respostas. A primeira, local, nas áreas adjacentes, ocasionando inflamações e dores. A segunda, remota, em outras regiões do corpo, ocasionando infecções (RODRIGUES, 2013).

Para que um material seja aceito clinicamente como um material hábil a ser implantado, este necessita atender alguns requisitos como (OLIVEIRA et al., 2010):

- (i) O material deve ser biocompatível, causando uma resposta adequada à necessidade a que está sendo implantado;
- (ii) Os tecidos adjacentes não devem causar a degradação do material da prótese;
- (iii) Apresentar biofuncionalidade, ou seja, propriedades mecânicas que suportem aos esforços aplicados e cumprir a função a que está sendo imposto.

Para aplicação ortopédica, o biomaterial é considerado como sendo o responsável pelo grande avanço dos procedimentos cirúrgicos realizados para reconstrução/reparação/substituição da articulação danificada (GOMES, 2010). As próteses ortopédicas fabricadas com um biomaterial são adicionadas junto ao esqueleto humano em suturas, correção de deformidades, restabelecimento das funções de partes originais do corpo (RODRIGUES, 2013). Para a articulação do quadril, as propriedades dos materiais utilizados são muito específicas devido à complexidade química (organismo humano) e mecânica (própria articulação). Além de biocompatível, o material deve apresentar alta resistência à corrosão, pois o fluido corpóreo, o qual é composto por uma solução aerada e aquecida que contém cerca de 1% de cloreto de sódio (NaCl), além de sais e compostos orgânicos agregados e presentes em pequenas concentrações, é uma solução extremamente corrosiva (CALLISTER, 2007). A corrosão pode gerar partículas que podem interferir nas funções normais do corpo humano (GOMES, 2010). Outra propriedade de extrema importância para um biomaterial é a resistência mecânica, pois os componentes utilizados devem suportar todos os esforços a que estão sujeitos. Tais esforços possuem comportamento flutuante, ou seja, variam ao longo do tempo em termos de magnitude, direção e intensidade (CALLISTER, 2007).

Após a instalação da prótese no quadril, as superfícies da cabeça femoral e do componente acetabular começam a deslizar, permitindo assim, os movimentos necessários para a execução das atividades diárias. O deslizamento das superfícies causa desgaste, o qual deve ser reduzido pelo emprego de materiais com alta dureza (CALLISTER, 2007). Um alto desgaste pode acarretar em mau funcionamento da

prótese, além de estimular um alto índice de perda de massa óssea, podendo levar a soltura dos componentes (BARBOUR et al., 1995).

Outras características materiais que são imprescindíveis são a densidade, a reprodutibilidade das propriedades e o custo. Deseja-se um componente fabricado por um material leve, com propriedades que sejam consistentes e com baixos custos para a sua fabricação (CALLISTER, 2007).

Os biomateriais mais utilizados em procedimentos de reconstrução/substituição de articulações podem ser agrupados em metálicos, poliméricos, cerâmicos e compósitos (RODRIGUES, 2013; GOMES, 2010; OLIVEIRA et al., 2010). No corrente trabalho, os materiais metálicos serão apresentados com maior ênfase, visto que estes são empregados às geometrias das próteses femorais utilizadas nas simulações.

2.7.1 Biomateriais metálicos

Os metais e algumas ligas metálicas são materiais adequados para a fabricação de próteses ortopédicas devido à resistência a carregamentos cíclicos e grande ductilidade (PIRES et al., 2015; GOMES, 2010). Outras propriedades como biocompatibilidade, resistências à corrosão, mecânica e ao desgaste são dependentes do projeto da prótese como um todo e do ambiente a que está sujeito (RODRIGUES, 2013; GOMES, 2010). Devido a essas características, os metais têm sido utilizados visando a substituição, reforço ou estabilização de diferentes articulações do corpo humano (PIRES et al., 2015).

Estruturalmente os metais são materiais cristalinos, onde seus grãos possuem átomos arranjados segundo uma orientação. Átomos adjacentes podem possuir uma orientação diferente, resultando em uma zona de formação entre eles denominada contorno de grão. O tamanho dos grãos influencia diretamente as propriedades dos materiais metálicos, podendo ser modificado por vários processos químicos e metalúrgicos (GOMES, 2010; CALLISTER, 2007).

A composição química e a presença de inclusões estão diretamente ligadas ao comportamento do material, seja com relação às suas propriedades mecânicas, resistência à corrosão e até mesmo à sua biocompatibilidade. A resistência à corrosão depende em grande parte da presença de uma camada protetora e aderente na superfície do material, a qual possui espessura nanométrica e é composta por óxidos

de metais. Esta camada protege a superfície metálica da ação dos fluidos biológicos adjacentes. Durante a fabricação da prótese é realizada deposição de óxido sobre a superfície da mesma para melhoria dessa propriedade (GOMES, 2010). A composição da liga pode incluir elementos que proporcionem a auto passivação quando do rompimento da camada. Os teores de cromo, níquel e molibdênio melhoram a resistência à corrosão, o manganês e o nitrogênio auxiliam na estabilidade da estrutura austenística do aço inoxidável, e o enxofre e selênio melhoram a usinabilidade do material. Altos índices de carbono podem aumentar a dureza do componente, porém prejudica a ductilidade (GOMES, 2010; CALLISTER, 2007).

Os biomateriais metálicos desgastam de maneira acentuada quando estão em uma condição de atrito direto. Isso ocasiona a formação de partículas que interagem com o organismo do indivíduo, ativando células macrófagas⁵ que estimulam a reabsorção óssea, ocasionando o afrouxamento do componente e posteriormente, a luxação do osso (OLIVEIRA *et al*, 2010; BARBOUR *et al.*, 1995). A interação com componentes constituídos por outros materiais lhe confere um menor índice de desgaste, diminuindo a formação de partículas e permitindo a ocorrência de um contato adequado entre as superfícies articulares (OLIVEIRA *et al.*, 2010).

Uma desvantagem quanto a utilização de biomateriais metálicos está relacionada à perda de estímulo mecânico gerado no tecido ósseo adjacente, podendo causar reabsorção óssea acentuada e posterior falência e perda do componente mecânico (PIRES *et al.*, 2015; OLIVEIRA *et al.*, 2010). Os particulados gerados pela corrosão causam perda de resistência mecânica e consequências fisiológicas adversas ao organismo. A sensibilidade ao metal e as reações alérgicas dos particulados gerados pela corrosão e desgaste são preocupantes, principalmente no caso dos metais que contêm níquel e cromo em sua composição. As alergias podem conduzir a problemas locais como dermatites, por exemplo, e devido a isso, geralmente realiza-se um novo procedimento cirúrgico para retirada do componente.

⁵ Células que absorvem elementos estranhos ao corpo.

Além disso, alguns íons metálicos podem causar câncer, fato esse relativamente pequeno devido à comparação realizada entre a quantidade de próteses implantadas e o número de cânceres associados ao metal que as compõem (RATNER, 1996). Os biomateriais metálicos comumente utilizados são as ligas de cromo-cobalto (Cr-Co), o titânio e suas ligas, o aço inoxidável e o tântalo (PIRES et al., 2015; RODRIGUES, 2013; GOMES, 2010) e suas principais propriedades são apresentadas na TABELA 2.2. Para o corrente estudo são utilizadas as ligas de Cr-Co-W-Ni F90 e de Titânio F136 (Ti-4Al-6V).

TABELA 2.2: PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS PRINCIPAIS BIOMATERIAIS METÁLICOS

Material	Designação (ASTM)	Condição	Módulo de elasticidade (MPa)	Tensão de Escoamento (MPa)	Limite de resistência à tração (MPa)	Limite de fadiga (10^7 ciclos)
Aço inoxidável	F745	Recozido	190	221	483	221-280
	F55, F56, F138,	Recozido	190	331	586	241-276
	F139	Forjado a frio	190	792	930	310-448
Ligas de Cr-Co	F75	Recozido	210	448-517	655-889	207-310
		Metalurgia do pó	253	841	1277	725-950
	F799	Forjado a quente	210	896-1200	1399-1586	600-896
	F90	Recozido	210	448-648	951-1220	Não avaliado
		Trabalhado a frio (44%)	210	1606	1896	586
	F562	Forjado a quente	232	965-1000	1206	500
		Trabalhado a frio	232	1500	1795	689-793
Titânio e suas ligas	F67	Trabalhado a frio (30%)	110	485	760	300
		Forjado recozido	116	896	965	620
	F136	Forjado, tratamento térmico	116	1034	1103	620-689
Tântalo poroso			2,5-3,9	35-51	50-110	
Tântalo puro			~185	138-348	207-517	

FONTE: Adaptado de Namur (2014) e Ratner (1996)

2.7.1.1 Ligas de Cromo-Cobalto

A adição de cromo na liga melhora a resistência à corrosão no material, além de aumentar a biocompatibilidade (VARANO, 1998). O molibdênio é adicionado, visto que este produz grãos mais finos, melhorando a resistência mecânica após os processos de fundição ou forjamento (SANTOS, 2012; GOMES, 2010). Tanto o cromo como o molibdênio também ajudam a estabilizar a estrutura cristalina hexagonal compacta do cobalto (SANTOS, 2012). O nível de carbono na liga é de extrema importância. A microestrutura da liga permite uma maior concentração de carbono, os quais geram uma maior quantidade de carbonetos que, quando precipitados, podem resultar em uma melhoria nas propriedades mecânicas em relação à resistência e a dureza (GOMES, 2010). Porém o aumento de precipitação de carbonetos diminui a concentração de cromo e molibdênio na solução sólida. Em contrapartida, níveis baixos do teor de carbono geram uma menor precipitação de carbonetos, o que melhora a usinabilidade, porém reduz a resistência mecânica (SANTOS, 2012). Sua elevada dureza permite a utilização como superfície articular na formação do par tribológico da prótese (GOMES, 2010).

Apesar de muitas características que credenciam o uso das ligas de Cr-Co para fabricação de componentes que são inseridos no organismo humano, esta apresenta algumas desvantagens. A liga apresenta elevada dureza, o que pode gerar grande perda de densidade óssea em torno da prótese (RODRIGUES, 2013; GOMES, 2010), fenômeno este denominado *Stress Shielding*⁶ (GARCÍA *et al*, 2002), além da dificuldade de ser usinada (GOMES, 2010). Devido ao alto módulo de elasticidade (200-250 GPa), recomenda-se a utilização de cimento acrílico para fixação do componente junto ao osso, visando assim, a mitigação da má distribuição de tensões ao longo da interface osso/prótese (RODRIGUES, 2013).

⁶ Blindagem contra tensões, em tradução livre.

2.7.1.2 Ligas de Titânio

As ligas de titânio têm sido as mais utilizadas quando o assunto é a substituição da articulação do quadril danificado por uma artificial (RODRIGUES, 2013), além de ser a de melhor biocompatibilidade (PIRES et al., 2015; RODRIGUES, 2013; GOMES, 2010; CALLISTER, 2007). O titânio puro também é utilizado em algumas regiões da prótese para melhorar o processo de osseointegração (GOMES, 2010).

As propriedades melhoradas da liga são produzidas através de um forjamento a quente (CALLISTER, 2007). Esta liga se caracteriza por uma elevada resistência mecânica em conjunto com um baixo módulo de elasticidade (RODRIGUES, 2013; GOMES, 2010), quando comparado com as ligas de Cr-Co apresentadas anteriormente, além de resultar em uma flexibilidade duas vezes maior e 30% mais resistente à fadiga, quando comparado ao aço inoxidável. Outra característica dessas ligas é a elevada resistência à corrosão através da auto passivação, ocorrida devido à afinidade existente com o oxigênio (GOMES, 2010), formada pelo filme de dióxido de titânio (TiO_2) na superfície do metal (PIRES et al., 2015).

A liga de titânio apresenta problemas quando se utiliza a cimentação para fixação da prótese junto ao tecido ósseo. A interface osso/cimento/prótese é uma região com níveis muito baixos de carbono, o que gera corrosão no local (GOMES, 2010).

Uma desvantagem em relação ao titânio comercialmente puro é quanto a sua baixa resistência a fadiga, a qual é comprometida quando existem altos teores de oxigênio como constituinte (RODRIGUES, 2013; GOMES, 2010) e, devido a isso, seu uso como superfície articular é inviabilizado. Além disso, o teor de carbono afeta também, a ductilidade do material (GOMES, 2010). Dá-se por isso a utilização do titânio como material base para a formação de ligas que possuem outros elementos químicos em sua composição, como o alumínio, vanádio e o ferro, para melhoria de suas propriedades, formando a liga Ti-6Al-4V (PIRES et al., 2015). Outra forma de melhoria da resistência ao desgaste do material é a utilização de processos de deposição de íons (RODRIGUES, 2013).

2.8 COMPLICAÇÕES QUANTO À UTILIZAÇÃO DE PRÓTESES FEMORAIS NÃO CIMENTADAS

O sucesso quanto à utilização da prótese osseointegrável é influenciado pela capacidade de o componente suportar problemas fundamentais que acontecem devido sua utilização. Tais problemas acontecem (DALLACOSTA, 2007):

- (i) Na interface osso/prótese;
- (ii) No processo de R.O. adaptativo;
- (iii) Devido à falha mecânica a que os materiais estão sujeitos.

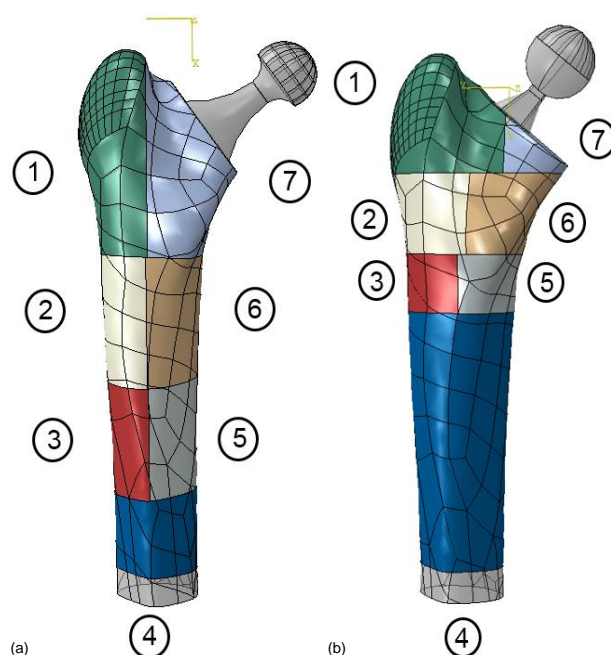
O corrente estudo trata dos problemas referentes à R.O. adaptativa e quanto à falha mecânica do componente.

Basicamente, a R.O. após a ATQ é influenciada por dois fenômenos, a osteólise e a reabsorção óssea adaptativa. Estes apresentam características semelhantes, onde seus efeitos podem agir simultaneamente, podendo ser difícil sua discriminação (ROESLER, 2006). A osteólise é a perda de massa óssea trabecular ou destruição da camada cortical bem definida e localizada, diferentemente da reabsorção óssea adaptativa, a qual é mais dispersa. Antes da realização da ATQ, o fêmur é submetido ao longo da sua seção transversal a carregamentos de flexão e compressão, ocasionados pela compressão existente entre acetábulo e cabeça femoral e, também, pela angulação do osso. Após a realização da ATQ, a grande maioria dos esforços transmitidos ao osso é realizada através de cargas cisalhantes na interface osso/prótese. Devido à rigidez do material, grande parte dos esforços não são mais transmitidos ao tecido hospedeiro, levando, assim, a um processo de reabsorção óssea adaptativa (YAN et al., 2010; PETTERSEN et al., 2009; DALLACOSTA, 2007; ROESLER, 2006). O efeito da redução de transmissão de esforços ao tecido ósseo é denominado *Stress Shielding* (GARCÍA et al., 2002). Este é um fenômeno sem sintomas que compromete a estrutura do tecido e o sucesso do procedimento cirúrgico.

2.9 MÉTODOS DE AVALIAÇÃO DAS PRÓTESES FEMORAIS NÃO CIMENTADAS

Para avaliação do processo de R.O. após a realização da ATQ, utiliza-se o método de Gruen (GRUEN et al., 1979). Este método consiste na divisão da vista anteroposterior do fêmur operado em 7 regiões distintas denominadas zonas de Gruen (FIGURA 2.14), para caracterização dos modos de falha de próteses (ROESLER, 2006). Para quantificar a variação de massa óssea no trocanter maior e crista e linha intertrocanterícas, a zona 1 de Gruen é estendida até o ponto de inserção muscular. O conceito de *stress shielding* é empregado à reabsorção óssea adaptativa ao longo fêmur. Porém para cada região a variação de massa óssea pode ser definida conforme apresentado na TABELA 2.3, as quais são definidas por Mulliken et al. (1996). Associado a este, aplica-se o método de avaliação de Engh (ENGH et al., 1990), o qual se baseia na utilização de sinais radiológicos diretos e indiretos, tanto na formação de osso como na estabilidade da prótese. Neste trabalho são utilizadas as definições para os sinais indiretos, os quais são representados pela estabilidade na região da diáfise femoral (zonas 3, 4 e 5 de Gruen), formação de pedestal na região distal da haste da prótese (zonas 3, 4 e 5 de Gruen) e remodelação na região do calcar, tanto para reabsorção como formação de osso (zonas 1 e 7 de Gruen).

FIGURA 2.14: DIVISÃO DO OSSO OPERADO ATRAVÉS DAS SETE ZONAS DE GRUEN



Legenda: Modelos da prótese de (a) Chanrley e (b) com seção transversal variável

TABELA 2.3: DEFINIÇÕES UTILIZADAS PARA DEFINIR O PADRÃO APRESENTADO NA DISTRIBUIÇÃO DE DENSIDADES

Varição ocorrida na distribuição de massa	Definição
Reabsorção óssea difusa	Perda de densidade trabecular ou fusão cortical-trabecular em uma densidade uniforme
Reabsorção óssea cortical	Afinamento da espessura do tecido cortical
Condensação trabecular	Aumento regional na densidade trabecular
Hipertrofia cortical endosteal	Formação de osso novo com densidade cortical a partir do endóstio (diâmetro interno menor)
Hipertrofia cortical periosteal	Formação de osso novo com densidade cortical a partir do perióstio (aumento do diâmetro externo)
Hipertrofia combinada	Formação de osso novo com densidade cortical a partir do endóstio e perióstio
Atrofia do calcar	Perda de densidade e diminuição na largura ou altura da região femoral proximal lateral

FONTE: Adaptado de Roesler (2006)

2.10 ALGUMAS PESQUISAS SOBRE O ESTUDO DA REMODELAÇÃO ÓSSEA EM TORNO DE PRÓTESES FEMORAIS

Na bibliografia da área são encontrados estudos com o intuito de simular o comportamento da R.O., e que são utilizados para avaliação da adaptação funcional causada devido à instalação de uma prótese em um fêmur humano. Vários fatores são analisados nestes casos, se destacando a análise comparativa entre materiais que constitui a prótese, além da variação da sua geometria.

2.10.1 Prótese total de quadril

Nesta seção são apresentados trabalhos referentes ao estudo da prótese total de quadril.

2.10.1.1 Modificação do material da prótese

O trabalho desenvolvido por Huiskes et al. (1989) avalia os princípios da transferência de carregamento em próteses femorais não cimentadas, além de investigar a relação entre os padrões de tensão e o *design* da haste em relação a

problemas clínicos que possam vir a ocorrer. Os autores dão ênfase quanto ao modo de fixação (*press-fit* ou *bone-ingrowth*) na interface e, também, aos efeitos causados pela escolha do material. Para tal, utiliza-se um modelo bidimensional de um fêmur humano discretizado a partir do MEF e acoplado a um esquema de R.O. com base na deformação adaptativa. Três tipos de materiais são utilizados para compor a prótese, sendo o primeiro um material virtual com módulo de elasticidade igual ao do osso cortical, as ligas de Cr-Co e titânio. Os resultados apresentam, a princípio, que o *stress shielding* pode ser diminuído, reduzindo a rigidez do material da prótese, ou ainda, utilizando a interface osseointegrável através do modo de fixação *press fit*. Materiais com módulo de elasticidade menor causam uma melhor transferência de carregamento. Porém, causam altos níveis de tensão na região proximal. O uso de titânio não causa perdas de densidade óssea tão intensas quanto a liga Cr-Co. Quanto ao modo de fixação, os autores mencionam que o *press fit* causa menos *stress shielding*, porém não está isenta de outros problemas que podem vir a acontecer decorrentes de sua aplicação. Na mesma linha de pesquisa, porém avaliando o processo de R.O. em torno de próteses utilizando modelos tridimensionais, Huiskes et al. (1992), investigam os efeitos da flexibilidade da haste, a rigidez e a reatividade óssea. Os autores aplicam o MEF através do *software* Marc, acoplando-o ao mesmo modelo de R.O. utilizado no trabalho de 1989. Como material para composição da prótese, são utilizados um material virtual com propriedades semelhantes ao osso cortical e o titânio. Os autores concluem que a perda de densidade óssea é dependente do módulo de elasticidade do material da prótese.

Os estudos realizados por Weinans et al. (1992) avaliam as consequências mecânicas para diferentes biomateriais utilizados na fabricação de próteses femorais, através de uma teoria de R.O. adaptativa que considera a densidade de energia de deformação mássica como estímulo mecânico. Combina-se o modelo de remodelação com o MEF para próteses cimentadas e não cimentadas. Tanto a R.O. adaptativa como a distribuição de tensões na interface osso/implante são avaliadas em modelos bidimensionais. Os autores consideram que a interface osso/prótese ou osso/cimento/prótese estão totalmente coladas. Além disso, utilizam como material da prótese a liga Cr-Co, o titânio e um material virtual com baixo módulo de elasticidade. Os resultados obtidos evidenciam que quanto maior a rigidez do material, maior será a reabsorção óssea causada, principalmente nas zonas 1 e 7 de Gruen, tanto para o caso da prótese fixada com e sem cimento. O material virtual é aplicado somente para

o caso da prótese osseointegrável e gera reabsorção óssea em níveis muito menores que os outros materiais. Além das distribuições de tensões, os autores verificam a densidade de energia de deformação (DED) causada pela transmissão de esforços na interface osso/prótese e também, ao longo das regiões proximal e distal do fêmur. Apesar de não causar grandes reabsorções ósseas, o material virtual gera níveis de DED elevados, como se os esforços fossem transmitidos diretamente para a zona 1 (calcar) de Gruen. Em contrapartida, a DED nas regiões proximais, para a prótese de Cr-Co, é pequena ou praticamente nula, o que caracteriza o efeito de *stress shielding*. Os autores concluem que, para o caso da prótese fixada por osseointegração, o melhor material é a liga de titânio, devido aos menores níveis de reabsorção, enquanto que a liga de Cr-Co é preferencialmente aplicada na configuração com cimento

O trabalho de Herrera et al. (2008) avalia a R.O. adaptativa causada pela instalação da prótese em um modelo tridimensional de um fêmur humano. Além disso, os autores avaliam se o MEF é capaz de prever o comportamento do tecido ósseo, comparando os resultados da simulação a um estudo de acompanhamento de indivíduos operados através do DEXA (*Dual-energy X-ray absorptiometry* (Absorciometria por Raios X de Dupla Energia)). O estudo com o DEXA é realizado em 61 indivíduos que possuem acompanhamento mínimo de 10 anos, que estão em uma faixa etária entre 38 e 76 anos, e em uma faixa de massa corporal entre 49 e 110 kg. O fêmur utilizado é obtido a partir de um escaneamento tridimensional de um modelo cadavérico de 60 anos, a partir de um método por contato, utilizando um equipamento Roland PIZCA 3D, além de aplicar programas de edição para o tratamento de imagem. Um sólido é gerado, porém sem distinguir as diferentes densidades existentes ao longo do osso. Para resolver isto, uma tomografia computadorizada é utilizada para obtenção da geometria do osso trabecular. Aplica-se a prótese em liga de titânio Ti-6Al-4V e utiliza-se o *software* Abaqus para avaliação dos campos de tensões gerados com a instalação da mesma. Os resultados encontrados do acompanhamento do DEXA apresentam modificações expressivas ao final do primeiro ano, não possuindo grandes alterações até o final do período de avaliação, com exceção da zona 7 de Gruen (calcar), a qual apresenta altos níveis de reabsorção óssea. Há resultados que mostram uma pequena perda de densidade ao longo do fêmur para alguns pacientes (0,9 e 7,2 %). Os resultados obtidos pelo MEF acompanham o DEXA, onde os níveis de tensão não são alterados após o término do primeiro ano, tornando-se constante praticamente em todas as zonas, com exceção

novamente da zona 7, o qual possui ausência de carregamento e assim, a densidade continua a diminuir. Assim, os autores concluem que a simulação por elementos finitos é capaz de explicar as mudanças biomecânicas causadas em um fêmur após a colocação de uma prótese, além de permitir a comparação entre os resultados clínicos do DEXA com os resultados numéricos.

Seguindo a mesma linha de pesquisa, porém com um modelo de R.O. diferente, Scanell e Prendergast (2009) utilizam um modelo baseado na Mecânica do Dano combinado com a deformação causada pela aplicação do carregamento. Os autores avaliam o que acontece com o fêmur humano quando uma prótese não cimentada é inserida considerando três tipos de materiais: O titânio, a liga de Cr-Co e um material flexível com módulo de elasticidade baixo. Os autores partem da hipótese de que um algoritmo de R.O., que combine deformação e dano, pode prever a adaptação óssea em torno de uma prótese femoral não cimentada, não somente devido à influência do *stress shielding*, mas também como resultado do dano causado na interface osso-prótese. Os autores concluem que para o caso estudado, a melhor escolha para o material da prótese é o titânio. O material mais flexível produz condições não favoráveis na interface (gera reabsorção na região proximal sob altos níveis de tensão em torno da superfície revestida). A haste de Cr-Co também produz condições não favoráveis na interface, além de uma perda acentuada de densidade óssea (perda extensiva devido ao acúmulo de dano). Os resultados encontrados apresentam maior variação da densidade óssea ao término do primeiro ano, sendo esta constante para o restante do processo. Porém, os autores apontam que existem trabalhos de acompanhamento de indivíduos, onde o *stress shielding* persiste por mais de dezessete anos após o procedimento cirúrgico (MALONEY et al., 1989).

Nos estudos realizados por Yan et al. (2011), os autores investigam o efeito do titânio poroso na aplicação de próteses femorais. O efeito causado pelo material da prótese é analisado através da verificação da perda de densidade óssea segundo o modelo de R.O. proposto por Huiskes et al. (1992) e modificado por Turner et al. (2005), aplicado em um modelo tridimensional de um fêmur humano. Além da avaliação do titânio poroso, os autores avaliam o Cr-Co e o titânio sólido. Nesse trabalho, o fêmur é recuperado a partir de uma tomografia computadorizada e as malhas são geradas utilizando o *software* MD R2 Patran e importadas para o Abaqus. Os autores afirmam que a perda de densidade óssea em torno da prótese é dependente do valor de módulo da elasticidade do biomaterial que a compõe. Há uma

queda acentuada da perda de densidade quando o Cr-Co é trocado pelo titânio poroso e, além disso, a utilização deste último diminui a perda de densidade óssea trabecular. Outro fator apontado pelos autores é que a taxa de perda de densidade diminui linearmente conforme a porosidade do titânio é aumentada (no trabalho é utilizado níveis de porosidade entre 20 e 60 %). Apesar disso, os autores apontam a necessidade da realização de estudos quanto a fratura e a fadiga do titânio poroso para confirmar o potencial como material para uma prótese femoral.

Kwon et al. (2013) desenvolvem um modelo de R.O. que tem a deformação como estímulo mecânico. Em seu trabalho, os autores avaliam se este modelo é capaz de prever a R.O. adaptativa causada pela inserção de uma prótese. Esta é constituída por um material com propriedades mecânicas semelhantes ao Cr-Co. A geometria do fêmur utilizado é obtida a partir de TC. Assim como Herrera et al. (2008) e Scanell e Prendergast (2009), os resultados obtidos apresentam grande variação no final do primeiro ano e permanecendo aproximadamente constante até o final da análise.

2.10.1.2 Avaliação da geometria da prótese

Além do material, a geometria da prótese pode ser alterada a fim de produzir melhores resultados ao indivíduo. A análise da adaptação óssea e dos efeitos que a instalação de uma prótese pode ocasionar são utilizados para determinar uma geometria “ótima” para um paciente de quarenta anos no estudo de Pawlikowski et al. (2003). A partir das características do fêmur do indivíduo, três modelos de próteses são propostas e avaliadas no seu estudo, variando parâmetros como a seção transversal em diferentes regiões e a curvatura. Estas modificações influenciam diretamente a ligação entre o osso e a prótese e, conseqüentemente, a estabilidade⁷ da prótese implantada no canal medular. Os autores utilizam as propriedades viscoelásticas do tecido ósseo e a R.O. em torno da prótese para avaliar qual a melhor opção para o caso. As próteses são construídas levando em consideração o total

⁷ Termo utilizado para indicar a ausência de movimentos na interface entre prótese e tecido ósseo.

preenchimento do canal femoral do indivíduo e o modo de instalação no mesmo. O fêmur é recuperado através de TC's e os autores utilizam o *software* ADINA® para a realização das análises. Para avaliação da R.O., os autores utilizam o mesmo modelo de Weinans et al. (1992) que tem a DED como base para o estímulo mecânico. As próteses são consideradas não cimentadas e se aplica um material com propriedades próximas as de um material similar a liga de Cr-Co.

Antonialli (2013) avalia o efeito do *stress shielding* quando da instalação de uma prótese femoral, a partir do campo de tensões de von Mises decorrente da aplicação do carregamento. O autor varia o comprimento da haste e o ângulo colodifisário⁸ para uma prótese constituída de titânio e por um material com módulo de elasticidade inferior (50 GPa) referente à liga TNTZ (Titânio-Nióbio-Tântalo-Zircônio) Ti-29Nb-13Ta-4,6Zr. Aplica-se o MEF e, para validação do mesmo, utiliza-se um ensaio de flexão em um polariscópio circular, direcionado à fotoelasticidade. Os resultados mostram que a utilização de um material com baixo módulo de elasticidade, a redução do comprimento da haste e do ângulo colodifisário melhoram a transmissão de carregamento ao tecido ósseo.

O estudo realizado por Broeke et al. (2014) avalia o processo de R.O. para duas próteses não cimentadas produzidas com a liga de titânio Ti-6Al-4V. A primeira prótese, *Symax TM Implant*, é um item desenvolvido como melhoria da segunda prótese, *Omnifit Stem*, em termos de geometria, revestimento e tratamento da superfície proximal distal. Os autores avaliam se as melhorias realizadas na primeira em relação à segunda prótese produziriam uma melhor R.O. em um estudo clínico de acompanhamento da perda de massa óssea mineral de indivíduos, através do exame DEXA, e se tais resultados poderiam ser previstos através de uma análise por elementos finitos. O estudo clínico foi realizado em 50 pacientes, sendo 25 para cada prótese analisada. A avaliação da densidade mineral óssea foi aferida utilizando um densitômetro Hologic QDR 4500A, utilizando as 7 zonas de Gruen, sendo realizada depois de 6 semanas, 3 e 6 meses, 1 e 2 anos após a realização do procedimento

⁸ Ângulo entre os eixos do colo e da diáfise femoral.

cirúrgico. Os autores utilizam o modelo de R.O. desenvolvido por Huiskes et al. (1992) acoplado ao MEF para verificar computacionalmente o processo de remodelação em torno das próteses. O modelo do fêmur utilizado é reconstituído a partir de TC's através do *software* Mimics®.

Oshkour et al. (2014) utiliza o MEF para determinação de um projeto de prótese ótimo com gradação funcional (*Functionally Graded Femoral Prostheses* - FGFP), aplicando diferentes configurações geométricas e seções transversais (circular, elíptica, oval e trapezoidal) em modelos tridimensionais de um fêmur humano. São utilizados aço inoxidável (SS 316L-HA) ou titânio (Ti-HA) com inserção de hidroxiapatita⁹ como matéria prima. Os autores aplicam um módulo de elasticidade variável ao longo do comprimento da prótese, sendo este multiplicado por um fator variacional ($n=0, 0.1, 0.5, 1.0$). Os resultados mostram que a DED na região proximal do fêmur aumenta em mais de 22% para o tipo de prótese estudada com diferentes configurações geométricas, o que corresponde a uma redução do *stress shielding* e, consequentemente, a uma menor reabsorção óssea. Outro fato encontrado é que as próteses convencionais com seção transversal trapezoidal transferem menos esforços do que aqueles modelos com outro tipo de seção. As tensões nas regiões de interface apresentam variações limitadas para todas as combinações de geometria e seção transversal. Os autores afirmam que o tipo de prótese avaliada no estudo, pode ser aplicado para confecção de um modelo com rigidez ajustável, o qual diminui o efeito de *stress shielding*, assim como a tensão na interface osso/prótese, o que pode resultar em um aumento no tempo de vida da articulação artificial.

2.11 RESULTADOS CLÍNICOS

Os efeitos causados pela inserção de um material também são avaliados em trabalhos clínicos, alinhados aos diversos comitês de ética mundiais. Em geral, tais

⁹ Hidroxiapatita ou hidroxiapatite é um mineral formado, basicamente, por fosfato de cálcio (hidrofosfato de cálcio) e representa um depósito de 90% de cálcio corporal e cerca de 80% do fósforo total. O esmalte que cobre os dentes contém o mineral hidroxiapatita.

trabalhos fazem o acompanhamento de indivíduos operados durante diferentes períodos de tempo. Geralmente, as avaliações são realizadas com base em radiografias das vistas anteroposterior e de perfil do fêmur operado. A partir desses trabalhos é possível definir alguns parâmetros nos diferentes processos de remodelação computacional, os aspectos clínicos encontrados, além de discutir de uma maneira segura e comparativa o que acontece entre os resultados obtidos de maneira clínica e numérica.

2.11.1 Prótese total de quadril

O trabalho de McLaughlin e Lee (1997) avalia o comportamento da R.O. em torno de uma prótese de titânio com formato cônico e revestida na região proximal, implantada em 102 pacientes (109 articulações), sendo 51 mulheres (57 articulações) e 51 homens (52 articulações), entre 20 e 82 anos, com um acompanhamento mínimo de 8 anos, sendo 10 anos na média (8 a 12,5). Os autores utilizam radiografias (vistas anteroposterior e de perfil) retiradas logo após a realização da ATQ, e durante o período de acompanhamento de cada indivíduo. As imagens são divididas conforme as 7 zonas de Gruen. Além disso, aplicam o critério de Engh et al. (1987) para avaliação da estabilidade do componente femoral. O *stress shielding* é dividido e classificado em quatro graus:

- (i) Primeiro grau: definido como sendo um ligeiro arredondamento da borda primal medial no corte realizado no colo femoral;
- (ii) Segundo grau: contempla o primeiro combinado a perda de densidade cortical medial no nível um;
- (iii) Terceiro grau: um nível mais extensivo de reabsorção do osso cortical;
- (iv) Quarto grau: classificado como uma perda severa de densidade cortical estendido à diáfise.

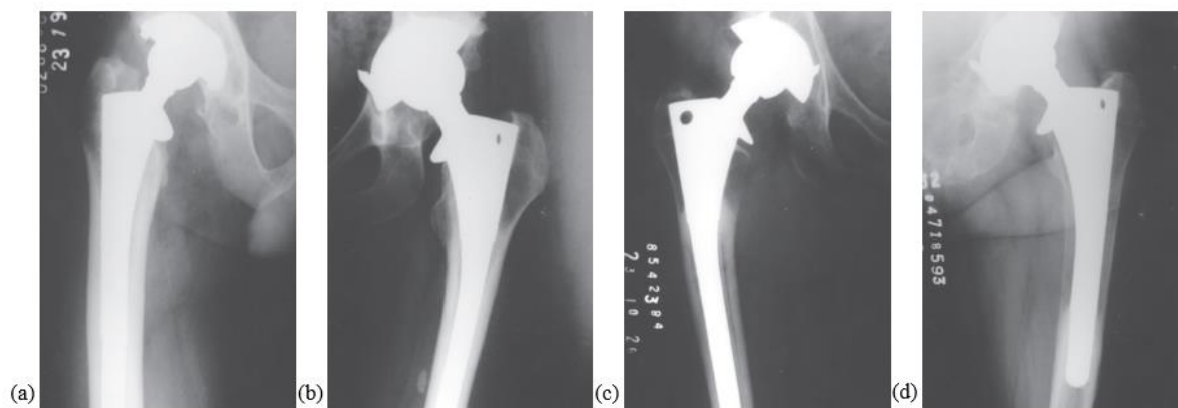
Entre os resultados encontrados, o *stress shielding* é observado em 106 articulações (97%), sendo classificado como grau 1 ou 2 em 85 % (90 articulações) dos casos, grau 3 em 13 % (14 articulações) e em apenas 2 quadris como grau 4. Os autores classificam os resultados encontrados como excelentes, com apenas 1% de necessidade de revisão devido soltura asséptica em dez anos de acompanhamento.

Bochin e Alencar (2007) avaliam, em seu estudo, os resultados de radiografias referentes ao processo de R.O. em torno de próteses não cimentadas obtidos em um grupo de 39 indivíduos (44 articulações no total), após um período médio de 11 anos e 4 meses (variou entre 10 anos e 12 anos e 9 meses). A média de idade dos pacientes é de 44,97 anos. A prótese é produzida com uma liga de Cr-Co. As cirurgias foram realizadas pelo mesmo cirurgião. As radiografias das vistas anteroposterior e do perfil foram retiradas antes e logo após o procedimento cirúrgico, após 6 semanas, 3 e 6 meses, 1 ano, e após isso, anualmente. A avaliação foi realizada utilizando as imagens do pós-operatório e a de 10 anos. A quantificação foi realizada verificando a existência de pontos mais escuros da imagem mais nova em relação a mais antiga. Para descrever, utiliza-se os critérios de Engh et al. (1987). A extensão da reabsorção óssea foi dividida em quatro níveis (FIGURA 2.15):

- (i) “Nível 0” para nenhum sinal de reabsorção óssea (FIGURA 2.15a);
- (ii) “Nível 1”, para radiografias que apresentaram de 1 a 4 sinais (FIGURA 2.15b);
- (iii) “Nível 2”, entre cinco e sete sinais (FIGURA 2.15c);
- (iv) “Nível 3”, oito ou mais sinais de reabsorção óssea (FIGURA 2.15d).

Os resultados mostram que 20 indivíduos (45,45 %) são classificados como “nível 3”, 3 indivíduos (6,82 %) no “nível 2”, 17 (38,64 %) no “nível 1” e 4 (9,09 %) foram classificados como “nível 0”. O *stress shielding* foi identificado em 90,9 % dos casos estudados. Outro fato apontado pelos autores é a proporção de ocorrência de *stress shielding* grave (nível 3) em mulheres. No trabalho, a presença do fenômeno é visualizada em 20 mulheres e 20 homens, sendo que outras 3 mulheres e 1 homem não apresentaram sinais de perda de densidade. Porém, 15 mulheres (75%) e 8 homens (40%) são classificados como “nível 3”. Apesar de 90,9% apresentarem *stress shielding*, somente um indivíduo necessitou de revisão da prótese inserida, devido à perda de estabilidade do componente (migração).

FIGURA 2.15: NÍVEIS DE REABSORÇÃO ÓSSEA NO ACOMPANHAMENTO CLÍNICO DE PACIENTES APÓS O PROCEDIMENTO DA ATQ



FONTE: Adaptado de Bochin e Alencar (2007)

Legenda: (a) distribuição de densidades sem a ocorrência do stress shielding, (b) com stress shielding leve, (c) moderado e (d) grave.

O estudo realizado por Sandiford et al. (2013) apresenta os resultados referentes ao acompanhamento realizado em 60 indivíduos (45 mulheres e 15 homens) que necessitaram fazer a ATQ a pelo menos 20 anos. A prótese utilizada no procedimento cirúrgico é produzida em titânio (Ti-6Al-4V), possuindo uma camada de hidroxiapatita de grande cristalinidade para a facilitação da osseointegração. A média de idade final do estudo foi de 82,9 anos (70-100). Porém, na época da cirurgia, existiam 11 indivíduos com menos de 55 anos. O estudo é realizado a partir de imagens da vista anteroposterior e do perfil da articulação operada, sendo efetuadas radiografias nos períodos de 6 e 12 semanas, 6 e 12 meses, e anualmente após a realização da ATQ. Os autores utilizam a divisão pelas zonas de Gruen e o método de Engh para avaliação das distribuições de densidades, sendo o *stress shielding* classificado como significativo quando há reabsorção óssea na região do calcar (zona 7 de Gruen). O *stress shielding* é encontrado em 19 articulações (52 %), nas zonas 1 e 3 de Gruen. Não há casos de soltura asséptica do componente femoral.

Uma série de indivíduos obesos são avaliados no trabalho de McLaughlin et al. (2014). O período pós-operatório é de no mínimo 18 anos de acompanhamento, chegando a 27 em alguns casos (23 anos de média). São 44 indivíduos avaliados (52 articulações no total), sendo 17 mulheres (19 articulações) e 27 homens (33 articulações), com idade média de 44 anos (20-74). A prótese inserida é fabricada com a liga de titânio Ti-6Al-4V no formato cônico e revestida na região proximal. São utilizadas radiografias das vistas anteroposterior e do perfil da articulação operada. Estas são realizadas logo após o procedimento e durante um período de

acompanhamento clínico mínimo imposto pelos autores. Os resultados apresentados pelos autores mostram que o *stress shielding* foi detectado em 65 % (34 articulações) dos casos, sendo classificados como primeiro ou segundo grau (avaliação de Engh et al., 1987). Os autores enfatizam ainda, um índice de sucesso da operação e do acompanhamento, visto que somente 6% das articulações necessitaram revisão.

A comparação entre dois modelos de próteses e o acompanhamento dos indivíduos são os pontos principais do trabalho de Petis et al. (2015). O primeiro, Synergy, possui a região proximal da haste revestida em formato cônico, sendo fabricado com uma liga de titânio e utiliza três pontos de fixação para alcançar a estabilidade primária. A segunda prótese, Prodigy, é uma haste de segunda geração que possui a haste totalmente revestida por poros fabricada em Cr-Co. Realiza-se o estudo em 512 indivíduos operados, sendo 327 para o primeiro e 185 para o segundo modelo. O acompanhamento é realizado para um seguimento mínimo de 10 anos. Os dados são colhidos 6 semanas, 3 meses, 1 ano e após isso, anualmente ou a cada dois anos depois da realização do procedimento cirúrgico. Para avaliação são utilizadas as vistas anteroposterior e do perfil do fêmur operado, sendo aplicadas as zonas de Gruen e os conceitos documentados por Engh para os sinais de osseointegração e *stress shielding*. Dos indivíduos avaliados, somente 15 para o primeiro modelo, e 4 para o segundo, necessitaram fazer revisão da prótese inserida. Os resultados obtidos para o modelo Synergy apontam a ocorrência do fenômeno de *stress shielding* leve em todos os casos analisados, sendo classificado como leve (54,7%), moderado (39,1%) e severo (6,2%). Para o modelo Prodigy, a ocorrência é vista em praticamente a totalidade dos indivíduos acompanhados, sendo 44,6 % classificado como leve, 37,6% como moderado e 17,7% como grau severo de *stress shielding*. Há formação do pedestal ósseo na região 4 de Gruen para ambos os modelos, sendo maior para o segundo em relação ao primeiro (16,8% e 3,7% respectivamente).

3 REMODELAÇÃO ÓSSEA COMPUTACIONAL

Neste Capítulo são apresentados alguns importantes conceitos do MEF aplicado a análise de tensões elástica e linear, além dos modelos de R.O. utilizados no corrente estudo.

3.1 MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

O MEF é uma ferramenta poderosa para soluções de problemas de engenharia em geral, os quais podem envolver as mais variadas e complexas condições geométricas e de contorno. Neste método, o domínio a ser analisado é discretizado em subdomínios, denominados elementos finitos, nos quais interpolações polinomiais são realizadas.

A aplicação do MEF é realizada basicamente por cinco passos (KHENANNE, 2013; FISH e BELYTSCHKO, 2009; REDDY, 2006; ZIENKIEWICZ e TAYLOR, 2000):

- (i) Geração da malha através de uma discretização do domínio do problema em elementos e definição das coordenadas nodais e conectividades elementares;
- (ii) Desenvolvimento de equações para cada elemento, onde a formulação forte do problema (dado pelo conjunto de equações diferenciais e condições de contorno para um sistema físico) é transformada em uma forma integral deste, denominada fraca, a qual pode ser obtida por meio de diferentes métodos, sejam estes variacionais (Rayleigh-Ritz, Princípio do Trabalho Virtual) ou aproximados (Galerkin, Método dos Mínimos Quadrados);
- (iii) Obtenção do sistema global de equações a partir de um processo de superposição do sistema de equações matriciais obtido para cada elemento;
- (iv) Aplicação das condições de contorno de Dirichlet e posterior resolução do sistema;
- (v) Pós-processamento, onde são obtidos e visualizados os campos de tensões, deformações ou outra variável do problema.

3.2 APLICAÇÃO DO MEF À ELASTICIDADE LINEAR

Embora o MEF possa ser aplicado a uma grande gama de fenômenos, neste trabalho, o objetivo do estudo é a elasticidade linear. A relação tensão-deformação para um dado domínio tridimensional é dada, em forma geral, como

$$\{\sigma\}_{6 \times 1} = [C]_{6 \times 6} \{\varepsilon\}_{6 \times 1}, \quad (2.1)$$

onde $[C]$ é a matriz constitutiva, $\{\sigma\}$ o tensor de tensões e $\{\varepsilon\}$ o tensor de deformações infinitesimais, estes últimos definidos em forma vetorial. Estas deformações são determinadas através da diferenciação do campo vetorial de deslocamentos $\{u\}$ ocorrido devido a aplicação dos carregamentos. Para o caso tridimensional, as seis deformações são representadas na forma (KHENANNE, 2013; ZIENKIEWICZ e TAYLOR, 2000)

$$[\varepsilon] = \begin{bmatrix} \varepsilon_{xx} & \gamma_{xy} & \gamma_{zx} \\ & \varepsilon_{yy} & \gamma_{yz} \\ & & \varepsilon_{zz} \end{bmatrix} \rightarrow \{\varepsilon\} = \begin{Bmatrix} \varepsilon_{xx} \\ \varepsilon_{yy} \\ \varepsilon_{zz} \\ \gamma_{xy} \\ \gamma_{yz} \\ \gamma_{zx} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \frac{\partial u}{\partial x} \\ \frac{\partial v}{\partial y} \\ \frac{\partial w}{\partial z} \\ \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \\ \frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y} \\ \frac{\partial w}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial z} \end{Bmatrix}, \quad (2.2)$$

ou na forma matricial

$$\{\varepsilon\} = [L]\{u\}, \quad (2.3)$$

onde $[L]$ é um operador diferencial linear e u , v e w são as componentes do campo vetorial de deslocamentos $\{u\}$.

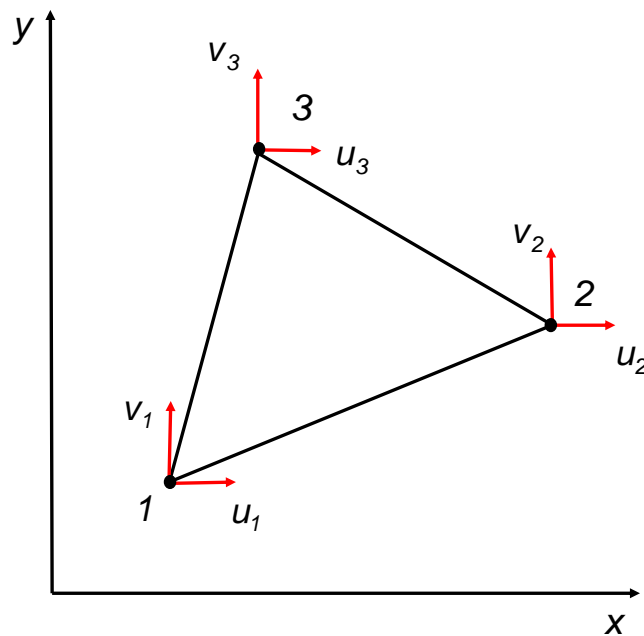
Estas componentes do vetor de deslocamentos são as variáveis desconhecidas do sistema. Para sua determinação, tais variáveis são interpoladas no interior de cada elemento a partir dos vetores de deslocamentos nodais $\{a\}$ e das funções de forma como (KHENANNE, 2013; ZIENKIEWICZ e TAYLOR, 2000)

$$\{u\}=[N]\{a\}, \quad (2.4)$$

onde $[N]$ é a matriz de funções de forma.

Para a análise de um problema de elasticidade bidimensional, pode-se utilizar (entre vários outros) o elemento triangular de deformação constante CST (do inglês *Constant Strain Triangle*), apresentado na FIGURA 3.1. Este é um dos mais versáteis e simples elementos empregados para este tipo de análise, mesmo que necessite de grande refinamento de malha para obtenção de melhores resultados.

FIGURA 3.1: ELEMENTO FINITO TRIANGULAR LINEAR DE TRÊS NÓS E 6 GRAUS DE LIBERDADE



O elemento CST possui dois graus de liberdade por nó. Suas funções de forma são lineares, dependentes das coordenadas dos nós que compõem o elemento e são dadas genericamente por (KHENANNE, 2013; FISH e BELYTSCHKO, 2009; ZIENKIEWICZ e TAYLOR, 2000)

$$N_i = N_i(x,y) = \frac{a_i + b_i x + c_i y}{2A^{(e)}} \quad (i = 1, 2, 3), \quad (2.5)$$

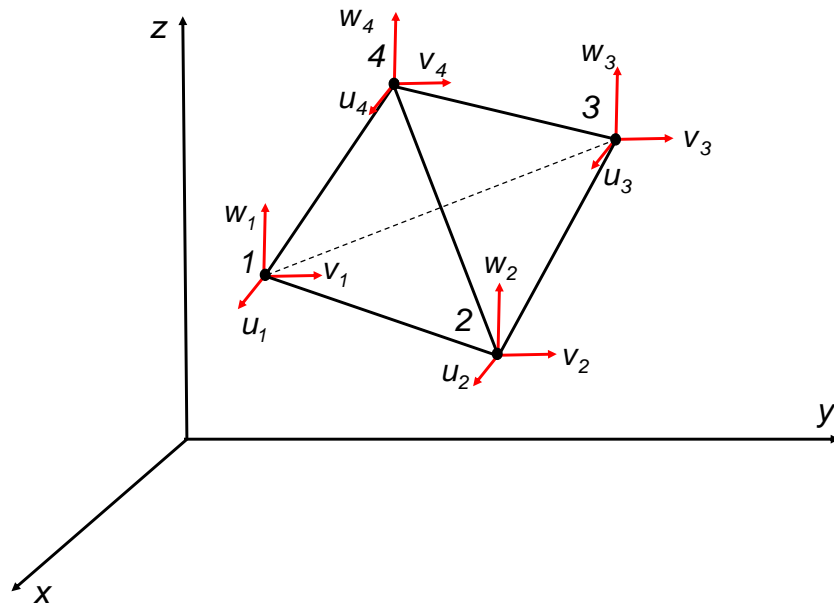
sendo $A^{(e)}$ a área do e-ésimo elemento triangular e a_i , b_i e c_i constantes associadas a cada nó do elemento, na forma de

$$\begin{aligned}
 a_i &= x_j y_k - x_k y_j \\
 b_i &= y_j - y_k \\
 c_i &= x_j - x_k
 \end{aligned}
 \tag{2.6}$$

com os subscritos variando através de uma permutação par, conforme apresentado na FIGURA 3.1 (ZIENKIEWICZ e TAYLOR, 2000).

O elemento mais simples para a análise bidimensional é o triangular. Para problemas tridimensionais, o seu equivalente é o elemento tetraédrico (FIGURA 3.2), o qual possui quatro nós, doze graus de liberdade no total e funções de forma lineares.

FIGURA 3.2: ELEMENTO FINITO TETRAÉDRICO LINEAR DE 4 NÓS E 12 GRAUS DE LIBERDADE



As funções de forma são obtidas através das coordenadas dos nós e do volume do elemento, como

$$N_i = \frac{a_i + b_i x + c_i y + d_i z}{6V^{(e)}} \quad (i = 1, 2, 3, 4), \tag{2.7}$$

sendo $V^{(e)}$ o volume do elemento tetraédrico, a_i , b_i , c_i e d_i constantes associadas a cada nó, na forma de

$$\begin{aligned}
 a_i &= \det \begin{vmatrix} x_j & y_j & z_j \\ x_m & y_m & z_m \\ x_p & y_p & z_p \end{vmatrix}, & b_i &= - \det \begin{vmatrix} 1 & y_j & z_j \\ 1 & y_m & z_m \\ 1 & y_p & z_p \end{vmatrix}, \\
 c_i &= - \det \begin{vmatrix} x_j & 1 & z_j \\ x_m & 1 & z_m \\ x_p & 1 & z_p \end{vmatrix}, & d_i &= - \det \begin{vmatrix} x_j & y_j & 1 \\ x_m & y_m & 1 \\ x_p & y_p & 1 \end{vmatrix},
 \end{aligned} \tag{2.8}$$

com os subscritos variando conforme cada nó do elemento apresentado na FIGURA 3.2 (ZIENKIEWICZ e TAYLOR, 2000).

Substituindo a Equação (2.4) em (2.3), o vetor de deformações no interior de cada elemento pode ser determinado a partir do vetor de deslocamentos nodais $\{a\}$, na forma

$$\{\varepsilon\} = [B]\{a\}, \tag{2.9}$$

onde $[B]$ é denominada matriz de deformações-deslocamentos, a qual contém as derivadas das funções de forma do elemento.

Para a obtenção do sistema matricial de equações associado ao problema, e assim, determinar as variáveis desconhecidas no sistema, vários métodos podem ser utilizados como por exemplo, o Princípio do Trabalho Virtual (PTV). Este é definido a partir da primeira lei da termodinâmica onde, para um dado sólido em equilíbrio que sofre deslocamentos virtuais, adicionais àqueles deslocamentos decorrentes de forças externas (forças de superfície e de volume), o trabalho realizado por tais forças (trabalho virtual externo) é igual ao trabalho realizado pelas forças internas (trabalho virtual interno) das correspondentes tensões atuantes (REDDY, 2002). Para um elemento, a aplicação do PTV resulta em

$$\int_{V^{(e)}} \delta \{\varepsilon\}^T \{\sigma\} dV = \int_{V^{(e)}} \delta \{u\}^T \{b\} dV + \int_{\Gamma^{(e)}} \delta \{u\}^T \{t\} d\Gamma + \sum_i \delta \{u\}_{\{x\}=\{\bar{x}_i\}}^T \{P\}_i \tag{2.10}$$

onde $\{\sigma\}$ representa o vetor de tensões, $\{b\}$ o vetor das forças de corpo por unidade de volume, $\{t\}$ o vetor das forças de superfície por unidade de área, $\{P\}_i$ as forças concentradas aplicadas em cada posição $\{x\} = \{\bar{x}_i\}$, $V^{(e)}$ o volume do elemento e $\Gamma^{(e)}$ o

contorno do elemento onde estão sendo aplicados os carregamentos $\{t\}$. Para o corrente estudo, $\{b\}$ e $\{P\}_i$ são nulos. Assim, a Equação (2.10) pode ser posta como

$$\int_{\Omega^{(e)}} \delta \{\varepsilon\}^T \{\sigma\} d\Omega = \int_{\Gamma^{(e)}} \delta \{u\}^t \{t\} d\Gamma. \quad (2.11)$$

Pelo PTV, as variações de deslocamentos $\{\delta u\}$ e de deformações $\{\delta \varepsilon\}$ podem ser expressas na forma de

$$\{\delta u\} = \delta([N]\{a\}) = [N]\{\delta a\} \quad (2.12)$$

e

$$\{\delta \varepsilon\} = \delta([B]\{a\}) = [B]\{\delta a\}, \quad (2.13)$$

respectivamente. Assim, a Equação (2.11) pode ser reescrita a partir das Equações (2.1), (2.12) e (2.13) como

$$\int_{\Omega^{(e)}} \delta \{a\}^T [B]^T [D(x)] [B] \{a\} d\Omega = \int_{\Gamma^{(e)}} \delta \{a\}^T [N]^T \{t\} d\Gamma. \quad (2.14)$$

Como $\delta\{a\}$ é uma variação qualquer no vetor dos deslocamentos nodais, logo independente das coordenadas espaciais, esta pode ser retirada da integral e eliminada da Equação (3.14), a qual resulta em (KHENANNE, 2013)

$$\left[\int_{\Omega^{(e)}} [B]^T [D(x)] [B] d\Omega \right] \{a\} = \int_{\Gamma^{(e)}} [N]^T \{t\} d\Gamma, \quad (2.15)$$

sendo $[D(x)]$ a matriz de rigidez constitutiva do material dependente da posição x no espaço. No corrente estudo, esta relação está associada à variação do campo espacial de densidade. Ou seja, $[D(x)] = [D(\rho(x))]$. Simplificando para a forma matricial, tem-se

$$[K^{(e)}]\{a\} = \{f^{(e)}\}, \quad (2.16)$$

onde $[K^{(e)}]$ é a matriz de rigidez elementar e $\{f^{(e)}\}$ é o vetor de forças nodais decorrente das forças de superfície aplicadas ao elemento.

Após a obtenção de um sistema matricial de equações elementar, estabelecendo uma relação entre os vetores de deslocamentos nodais e os carregamentos aplicados (Equação (2.16)), é realizado um processo de superposição em um sistema global de equações. Isto resulta em uma matriz de rigidez global que relaciona o vetor global de deslocamentos $\{u\}$ e o vetor de forças atuantes global $\{F\}$, através da matriz de rigidez global $[K]$, na forma de

$$[K]\{u\} = \{F\}. \quad (2.17)$$

A aplicação das condições de contorno de Dirichlet (vínculos) possibilita a eliminação das equações no sistema global onde valores de deslocamento já são conhecidos, resultando em um novo sistema envolvendo somente as variáveis desconhecidas na forma

$$[\bar{K}]\{\bar{u}\} = \{\bar{F}\}, \quad (2.18)$$

sendo $[\bar{K}]$ a matriz de rigidez resultante após a imposição das condições de contorno de Dirichlet, $\{\bar{u}\}$ o vetor de deslocamentos incógnitos e $\{\bar{F}\}$ o vetor de forças atuantes modificado.

Os deslocamentos desconhecidos são obtidos após a resolução desse sistema linear de equações. Aplicando o vetor de deslocamentos global à Equação (2.9), obtêm-se as deformações para cada elemento. Conforme a Equação (2.1), pode-se determinar o campo de tensões para o corpo analisado através do produto entre as deformações e a matriz de rigidez constitutiva.

3.3 MODELOS DE REMODELAÇÃO ÓSSEA UTILIZADOS

Nesta seção são apresentadas as formulações matemáticas referentes aos modelos de R.O. para simulação do comportamento do tecido ósseo antes e após a realização da ATQ. Neste estudo, são utilizados os modelos isotrópico (JACOBS et al., 1995) e anisotrópico (JACOBS et al., 1997) de Stanford.

3.3.1 Modelo Isotrópico de Stanford

O modelo de remodelação isotrópico de Stanford (JACOBS et al., 1995) é desenvolvido com base na formulação apresentada por Beaupré et al. (1990¹⁰, citado por Jacobs et al., 1995). Este modelo considera que o tecido ósseo possui comportamento elástico, linear e isotrópico, onde o módulo de elasticidade, E , varia conforme a densidade aparente local, ρ , na forma

$$E(\rho) = b(\rho) \times \rho^{\beta(\rho)}, \quad (2.19)$$

onde $b(\rho)$ e $\beta(\rho)$ são funções auxiliares do modelo e que definem uma função *Power Law* para o módulo de elasticidade. Para o corrente estudo, tem-se (DOBLARÉ et al., 2002; JACOBS, 1994)

$$E [MPa] = E(\rho) = \begin{cases} 2014 \rho^{2.5} & \text{se } \rho \leq 1.2 \text{ g/cm}^3, \\ 1763 \rho^{3.2} & \text{se } \rho > 1.2 \text{ g/cm}^3. \end{cases} \quad (2.20)$$

Já o coeficiente de Poisson, ν , o qual também é dependente da densidade aparente, ρ , é aproximado por

¹⁰ BEAUPRÉ, G. S.; ORR, T.; E.; CARTER, D. R. An approach for time-dependent bone modeling and remodeling – Theoretical development. **Journal Orthopaedic Research**, v. 8, p. 651-661, 1990.

$$\nu = \nu(\rho). \quad (2.21)$$

Para o corrente estudo, este é definido como (JACOBS et al., 1995)

$$\nu = \begin{cases} 0,2 & \text{se } \rho \leq 1,2 \text{ g/cm}^3, \\ 0,32 & \text{se } \rho > 1,2 \text{ g/cm}^3. \end{cases} \quad (2.22)$$

O modelo de remodelação parte da premissa de que o osso responde a um estímulo mecânico diário, aqui denotado ψ_t , definido empiricamente como

$$\psi_t = \left(\sum_{\text{dias}} n_i \bar{\sigma}_{t_i}^m \right)^{\frac{1}{m}}, \quad (2.23)$$

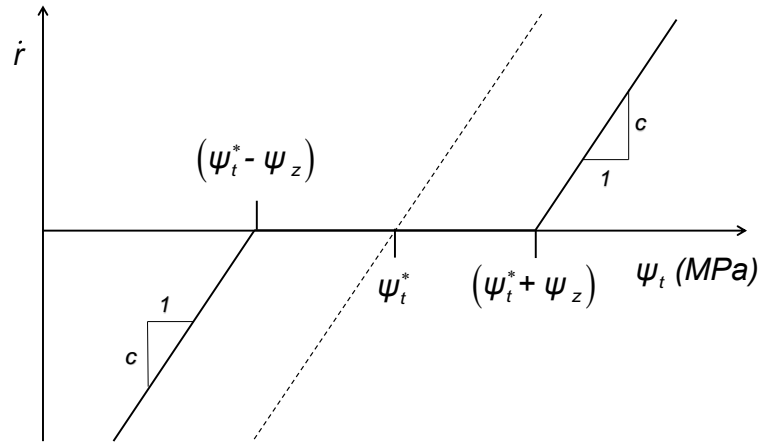
sendo n_i o número de ciclos diários referentes ao carregamento i , e $\bar{\sigma}_{t_i}$ o escalar que quantifica a tensão efetiva na região do tecido associado ao mesmo carregamento e, por fim, m é um expoente de ponderação, o qual quantifica o estado de tensões em relação ao número de ciclos (CORSO, 2006).

O estímulo mecânico ψ_t é, basicamente, o escalar que governa o processo de R.O., sendo relacionado diretamente à taxa de remodelação \dot{r} , a qual indica as possíveis modificações nas propriedades do material. Três critérios são utilizados para determinar o tipo de resposta do tecido ósseo (FIGURA 3.3). Quando o estímulo mecânico for maior que o de referência, haverá uma formação de tecido ósseo. Quando o estímulo mecânico for menor que o estímulo de referência, ocorrerá uma reabsorção óssea. O terceiro critério é aplicado quando o estímulo gerado se encontra na zona morta, onde não há a ocorrência de formação ou reabsorção, sendo este, em estado de equilíbrio ósseo. Assim, a taxa de remodelação \dot{r} pode ser posta como

$$\dot{r} = \begin{cases} c \left[\left(\psi_t - (\psi_t^* - \psi_z) \right) \right] & \text{se } \psi_t < (\psi_t^* - \psi_z), \\ 0 & \text{se } (\psi_t^* - \psi_z) < \psi_t < (\psi_t^* + \psi_z), \\ c \left[\left(\psi_t - (\psi_t^* + \psi_z) \right) \right] & \text{se } \psi_t > (\psi_t^* + \psi_z). \end{cases} \quad (2.24)$$

Neste caso, ψ_t^* é o estímulo de tensão diário de referência e que caracteriza a região da função onde não ocorre mudança nas propriedades do tecido (região denominada “zona morta”), c é a velocidade de R.O. e ψ_z é a metade da região de equilíbrio.

FIGURA 3.3: COMPORTAMENTO DA TAXA DE R.O. (\dot{r}) DO MODELO



O modelo isotrópico de Stanford considera dois conceitos de tensões: as ocorridas a nível contínuo (aqui denominada tensão aparente) e as tensões que ocorrem no tecido ósseo. Beaupré et al. (1990¹¹, citado por Jacobs et al., 1995) concluem em seus estudos que existe uma relação entre a tensão aparente, denotada $\bar{\sigma}$, e a tensão a nível de tecido, $\bar{\sigma}_t$, para certa densidade aparente, ρ , como

$$\bar{\sigma}(\rho) = \left(\frac{\rho}{\rho_c} \right)^2 \bar{\sigma}_t, \quad (2.25)$$

onde ρ_c é o valor da densidade do tecido cortical. A tensão aparente, definida em cada ponto do contínuo, e associada ao i -ésimo carregamento é dada por

¹¹ BEAUPRÉ, G. S.; ORR, T.; E.; CARTER, D. R. An approach for time-dependent bone modeling and remodeling – theoretical development. **Journal Orthopaedic Research**, v. 8, p. 651-661, 1990.

$$\bar{\sigma}_i(\rho) = \sqrt{2 E(\rho) U_i(\rho)}, \quad (2.26)$$

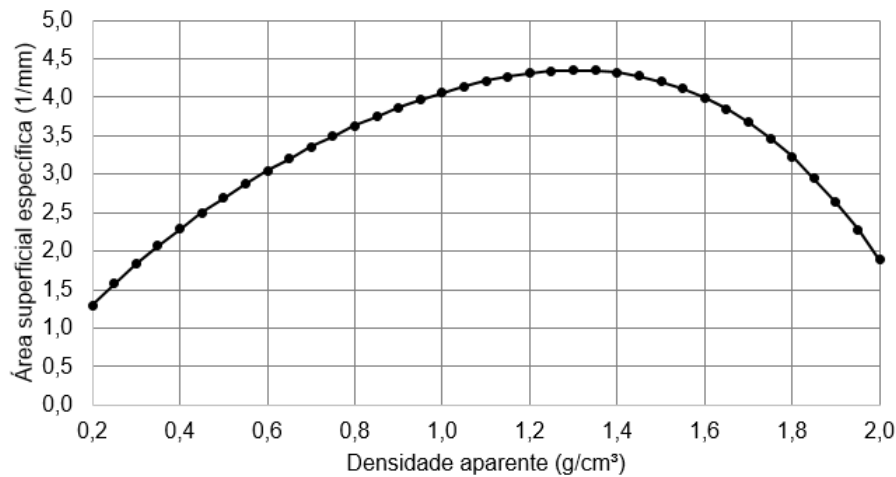
sendo $E(\rho)$ o módulo de elasticidade do contínuo, obtido através da Equação (2.20), e $U_i(\rho)$ a densidade de energia de deformação avaliada pontualmente e decorrente do i -ésimo carregamento, a qual é dada por $U_i = U_i(\rho) = \frac{1}{2} \varepsilon_i : C(\rho) : \varepsilon_i$. Neste caso, $C(\rho)$ é o tensor constitutivo do material e ε_i , a deformação aparente decorrente da aplicação do i -ésimo carregamento.

Para a atualização das propriedades do material é necessário determinar a densidade volumétrica da área de superfície interna disponível, S_v , a qual é um escalar que quantifica a superfície interna de tecido por densidade de volume. Uma aproximação desta área dependente da densidade aparente, ρ , é obtida por Corso (2006), através de dados obtidos em uma tomografia computadorizada e é posta como

$$S_v [1/mm] = S_v = -0,07 + 8,1\rho - 7,2\rho^2 + 5,1\rho^3 - 2,1\rho^4 + 0,23\rho^5. \quad (2.27)$$

Esta relação, representada graficamente na FIGURA 3.4, pode ser aplicada para qualquer tipo de tecido ósseo, independentemente da idade, estado ou região do corpo (CORSO, 2006).

FIGURA 3.4: FUNÇÃO DE APROXIMAÇÃO DA ÁREA SUPERFICIAL ESPECÍFICA (S_v) EM FUNÇÃO DA DENSIDADE APARENTE SEGUNDO CORSO (2006)



Por sua vez, a taxa de evolução da densidade, $\dot{\rho}$, pode ser escrita como (JACOBS et al., 1995)

$$\dot{\rho} = k S_v \dot{r} \rho_c, \quad (2.28)$$

sendo esta dependente da taxa de remodelação (\dot{r}), da densidade de área de superfície interna disponível (S_v) e do parâmetro k , o qual é a porcentagem de superfície interna ativa para o processo de remodelação.

Com isso, a densidade aparente em cada ponto do tecido pode ser atualizada como

$$\rho^{(n+1)} = \rho^{(n)} + \dot{\rho}^{(n)} \Delta t \quad (2.29)$$

onde $\rho^{(n+1)}$ é a densidade aparente atualizada, $\rho^{(n)}$ é a densidade no corrente instante de tempo e Δt , o intervalo de tempo referente ao ciclo de remodelação. Quando da aplicação do MEF, esse processo de atualização é aplicado em cada ponto de integração.

3.3.2 Modelo Anisotrópico de Stanford

O modelo de remodelação anisotrópico de Stanford, proposto por Jacobs et al. (1997), é uma extensão do modelo isotrópico, no qual é inserido o conceito de anisotropia do tecido ósseo. Ao contrário do modelo isotrópico, que parte da premissa de que as propriedades do tecido ósseo são alteradas e dependentes somente da densidade no ponto, o modelo anisotrópico considera que tanto a densidade como o tensor constitutivo de rigidez são independentes, porém, acoplados, visto a forte dependência de um em relação ao outro (JACOBS et al., 1997).

O campo de tensões ao longo do tecido induz mudanças na microestrutura óssea, não somente quanto à densidade do tecido, mas também quanto à reorientação trabecular, refletido no caráter não isotrópico do tensor constitutivo de rigidez. O modelo de remodelação anisotrópico de Stanford leva isto em consideração através de duas variáveis: a densidade aparente, ρ , e o tensor constitutivo de rigidez C . Dessa forma, são definidas as taxas de evolução da densidade, $\dot{\rho}$, e do tensor

constitutivo de rigidez, \dot{C} , o qual representa o desenvolvimento da anisotropia conduzida pela tensão. A seguir é apresentada a teoria do modelo anisotrópico de Stanford.

Neste modelo o estímulo responsável pela R.O., denotado e , é determinado pela diferença entre o estímulo de tensão diário, ψ_t , e um estímulo de tensão de equilíbrio do tecido, ψ_t^* , na forma

$$e = \psi_t - \psi_t^* \quad (2.30)$$

onde ψ_t é determinado a partir dos campos de tensões e deformações, na forma

$$\psi_t = K \frac{\sqrt{\boldsymbol{\varepsilon} : \mathbf{C} : \boldsymbol{\varepsilon}}}{\rho^{2-(\beta(\rho)/2)}}, \quad (2.31)$$

sendo, $\boldsymbol{\varepsilon}$ o tensor de deformações, \mathbf{C} o tensor constitutivo de rigidez no ponto, $\beta(\rho)$ uma função auxiliar do modelo isotrópico e que define uma função *power law* para o módulo de elasticidade e K um escalar dependente de algumas constantes encontrada no modelo isotrópico de Stanford, o qual é definido como

$$K = \rho_c^2 n^{1/m} \sqrt{b(\rho)}. \quad (2.32)$$

Nesse caso, n é o número de ciclos diário de carregamento, ρ_c a densidade no osso cortical, m uma constante empírica do modelo isotrópico e $b(\rho)$ uma função do modelo isotrópico dada por uma relação do tipo *power law* entre o módulo de elasticidade e a densidade.

Assim como no modelo isotrópico, três critérios são utilizados para determinar o tipo de resposta do tecido ósseo (FIGURA 3.3). Quando o estímulo mecânico for maior que o de referência, haverá uma formação de tecido ósseo. Neste caso, o estímulo responsável por esta formação é dado por

$$f^f(\boldsymbol{\varepsilon}, \mathbf{C}, \rho) = \psi_t - (\psi_t^* + \psi_z), \quad (2.33)$$

sendo f^f a função de formação óssea e ψ_z a metade da largura da zona morta (região onde não há mudança de propriedades), visualizado na FIGURA 3.3. Quando o estímulo mecânico for menor que o estímulo de referência, ocorrerá uma reabsorção óssea, e o estímulo responsável por essa perda óssea pode ser posto como

$$f^r(\varepsilon, C, \rho) = (\psi_t^* - \psi_z) - \psi_t, \quad (2.34)$$

sendo f^r a função associada à reabsorção óssea. O terceiro critério é aplicado quando o estímulo gerado se encontra na zona morta, onde não há a ocorrência de formação ou reabsorção, sendo este, em estado de equilíbrio ósseo.

A partir dos parâmetros apresentados nas Equações (2.33) e (2.34), e da expressão para a densidade volumétrica de área de superfície interna disponível, S_v , dada pela Equação (2.27), é possível obter a taxa de variação da densidade, $\dot{\rho}$, através de

$$\dot{\rho} = \begin{cases} -cf^r(\varepsilon, C, \rho) S_v(\rho) \rho_c & \text{se } f^r > 0, f^f \leq 0, \\ cf^f(\varepsilon, C, \rho) S_v(\rho) \rho_c & \text{se } f^r < 0, f^f \geq 0, \\ 0 & \text{se } f^r < 0, f^f \geq 0. \end{cases} \quad (2.35)$$

A taxa de variação do tensor constitutivo de rigidez, $\dot{\mathbf{C}}$, é dada na forma de

$$\dot{\mathbf{C}} = \frac{\beta(\rho)}{\rho} \frac{\dot{\rho}}{\sigma : \varepsilon} \frac{\sigma \otimes \sigma}{\sigma : \varepsilon}. \quad (2.36)$$

Nota-se que, devido a Equação (2.36) incluir $\dot{\rho}$, $\dot{\mathbf{C}}$ é acoplada à densidade, porém não podendo ser totalmente determinada somente em função desta como no modelo isotrópico.

A densidade é atualizada conforme a Equação (2.29). Já o tensor constitutivo de rigidez é atualizado conforme

$$\mathbf{C}^{(n+1)} = \mathbf{C}^{(n)} + \frac{\sigma^{(n)} \otimes \sigma^{(n)}}{\sigma^{(n)} : \varepsilon^{(n)}} \frac{\beta(\rho)}{\rho^{(n)}} \dot{\rho}^{(n)} \Delta t, \quad (2.37)$$

sendo, $C^{(n)}$ o tensor constitutivo de rigidez atual e $C^{(n+1)}$ o tensor constitutivo de rigidez atualizado.

A aplicação da Equação (2.37) diretamente para atualização de C pode acarretar na ocorrência de perda de estabilidade numérica. Este fenômeno pode ocorrer quando a taxa de variação densidade ($\dot{\rho}$) for negativa, o tensor constitutivo de rigidez pode deixar de ser positivo-definido. Isto pode ser solucionado se o algoritmo de remodelação for escrito em função da atualização do tensor constitutivo de flexibilidade do material (D), quando $\dot{\rho}$ for negativa (JACOBS et al., 1997). Neste caso, lembrando que a equação constitutiva elástica pode ser obtida como

$$\varepsilon = D : \sigma, \quad (2.38)$$

tem-se que o tensor constitutivo de flexibilidade, D , pode ser determinado a partir do tensor constitutivo de rigidez, C , na forma

$$D = C^{-1} \quad (2.39)$$

Assim, a evolução no tensor de flexibilidade pode ser escrita como

$$\dot{D} = -D : \dot{C} : D. \quad (2.40)$$

A partir da substituição da Equação (2.36) em (2.40), a taxa de variação tensor constitutivo de flexibilidade é escrita como

$$\dot{D} = - \frac{\beta(\rho)}{\rho} \frac{\dot{\rho}}{\sigma : \varepsilon} \frac{\varepsilon \otimes \varepsilon}{\sigma : \varepsilon}. \quad (2.41)$$

Assim, a atualização do tensor constitutivo de flexibilidade é dada por

$$D^{(n+1)} = D^{(n)} + \frac{\varepsilon^{(n)} \otimes \varepsilon^{(n)}}{\sigma^{(n)} : \varepsilon^{(n)}} \frac{\beta(\rho)}{\rho^{(n)}} \dot{\rho}^{(n)} \Delta t, \quad (2.42)$$

onde $D^{(n)}$ e $D^{(n+1)}$ são os tensores constitutivos de flexibilidade atual e atualizado respectivamente. Ao final do algoritmo, o tensor constitutivo de rigidez, C , recebe o valor da inversa de D , tal que

$$C^{(n+1)} = \left(D^{(n+1)} \right)^{-1}. \quad (2.43)$$

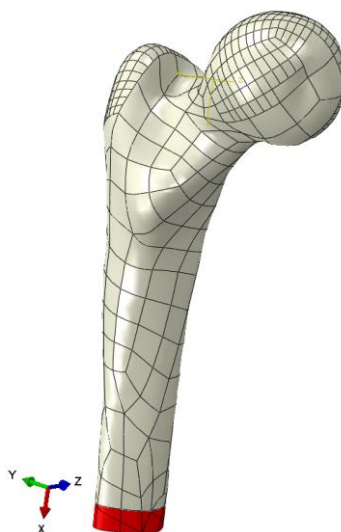
4 IMPLEMENTAÇÃO COMPUTACIONAL

Este capítulo apresenta uma descrição da implementação computacional do processo de R.O. analisado no corrente estudo. Este processo é dividido em duas fases, sendo antes e após a realização da ATQ. Após o procedimento são utilizadas duas geometrias de próteses, sendo a primeira denominada Chanrley e a segunda, seção variável. A estas são empregados três materiais, sendo que dois deste são metálicos e largamente utilizados para este tipo de procedimento, enquanto que o terceiro é um material virtual mais flexível que os dois primeiros.

4.1 MODELOS SÓLIDOS

O modelo sólido tridimensional de um fêmur humano utilizado no presente estudo é apresentado na FIGURA 4.1 (GRABCAD, 2014).

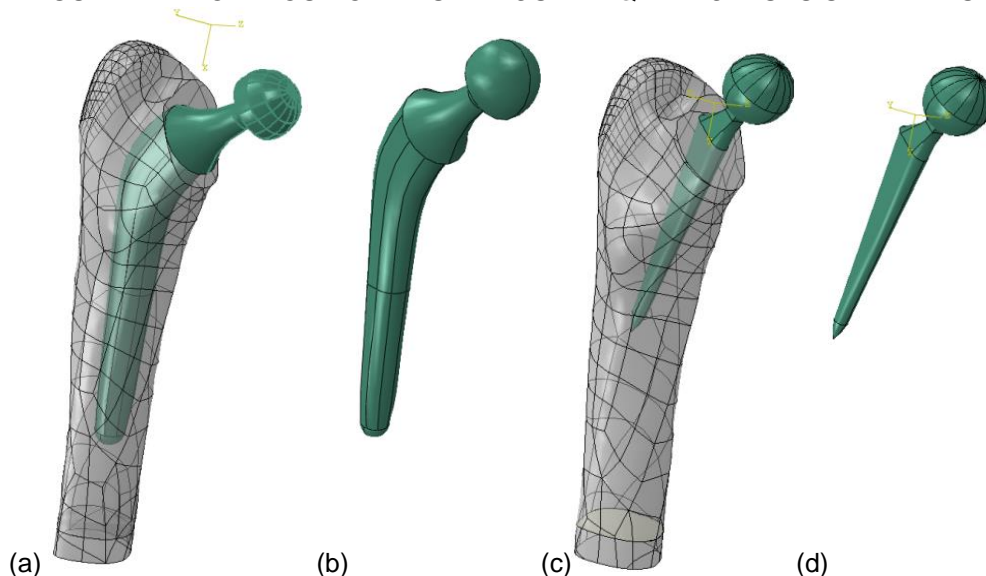
FIGURA 4.1: SÓLIDO TRIDIMENSIONAL DO FÊMUR HUMANO PARA A ANÁLISE ANTES DA REALIZAÇÃO DA ATQ



Para análise do processo de R.O. após o procedimento da ATQ, são utilizados os modelos sólidos apresentados na FIGURA 4.2. A cabeça e parte do pescoço do fêmur são removidos utilizando o *software* de CAD (*Computer Aided Design*) Solidworks (Figuras 4.2a e 4.2c). A primeira prótese (GRABCAD, 2014) é referente ao modelo de Chanrley (FIGURA 4.2b) com cabeça femoral de 22 mm de diâmetro, haste com 160 mm de comprimento e seção transversal circular. A FIGURA 4.2d apresenta o segundo modelo de prótese (GRABCAD, 2014) empregada no estudo. Esta é uma

prótese total de quadril com cabeça femoral de 22 mm de diâmetro e com haste com 70 mm de comprimento. Sua seção transversal é variável ao longo do comprimento, sendo circular na região média da diáfise femoral e retangular na região proximal.

FIGURA 4.2: MODELOS DO FÊMUR APÓS A ATQ E PRÓTESES UTILIZADAS



LEGENDA: FÊMUR APÓS A ATQ (A-C) E PRÓTESES DE CHANRLEY (B) E DE SEÇÃO VARIÁVEL (D).

Para ambas próteses inseridas, as análises são realizadas considerando a adesão completa na interface osso/prótese. É utilizada a metodologia de definição de contato entre superfícies do tipo “*Surface-to-surface*”, definida pelo *software* Abaqus®. Esta ferramenta permite a união total de duas superfícies ao longo da análise, permitindo uma melhor determinação das variáveis através da minimização do ruído numérico que ocorrem em malhas incompatíveis (ABAQUS, 2012).

4.2 CARREGAMENTOS APLICADOS

O carregamento aplicado é similar ao utilizado por Dicati (2015), Dicati et al. (2015, 2014a, 2014b, 2014c, 2014d). Neste, o carregamento global atuante simula um passo de uma caminhada, o qual é dividido em três movimentos. O primeiro movimento é o ato de tocar o pé no chão (apoio) e o segundo e terceiro são referentes aos movimentos de adução e abdução (abrir e fechar o membro ou parte do membro em direção ao plano médio do corpo humano). Estes carregamentos são representados seis cargas, sendo três de compressão na cabeça femoral e outras três

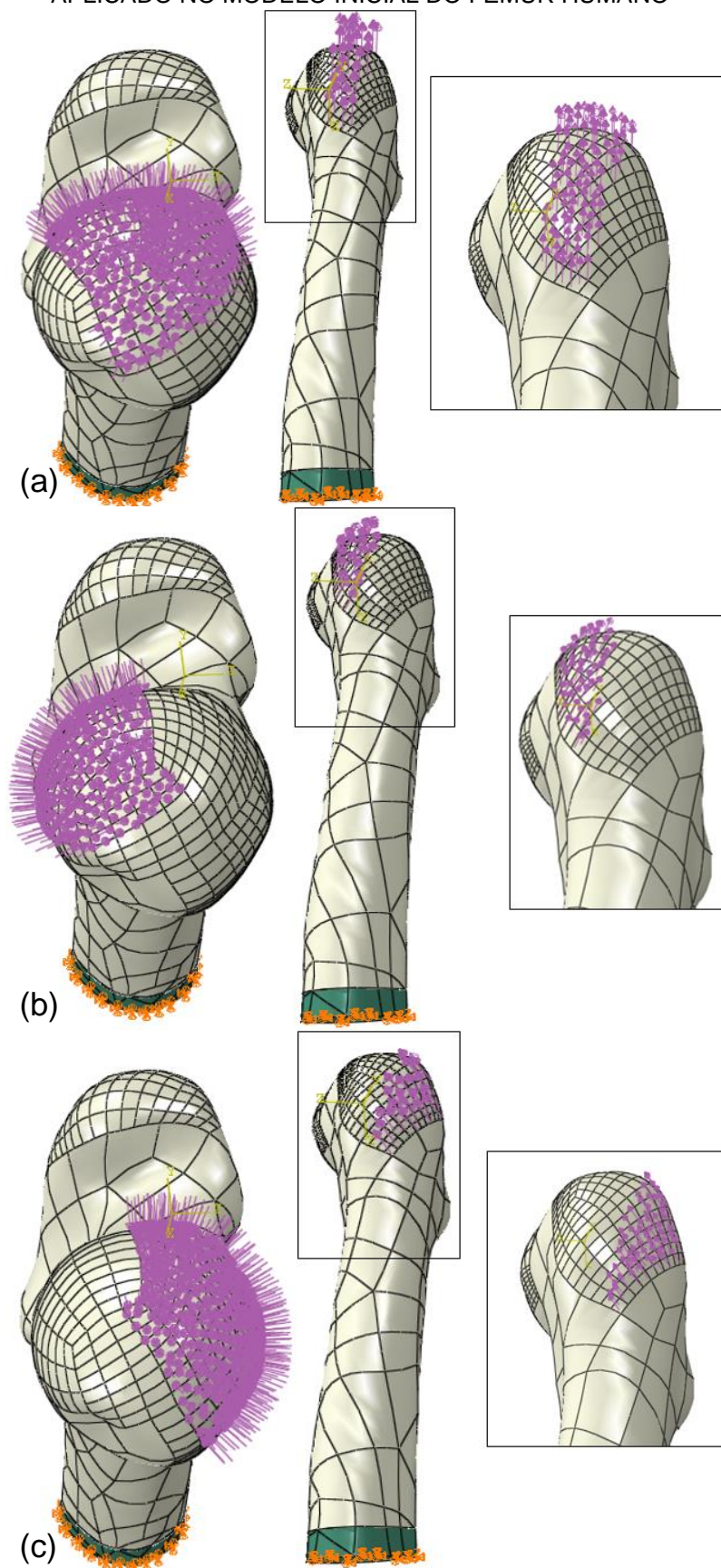
de tração no trocanter maior. As cargas de compressão são referentes ao contato existente entre a cabeça do fêmur e o acetábulo. As cargas de tração estão relacionadas às reações musculares adutoras aplicadas sobre o trocanter maior. As intensidades das forças são as mesmas apresentadas por Jacobs et al. (1995). As direções para o carregamento aplicado sobre o trocanter maior são baseadas no carregamento apresentado por Bagge (1999), onde realiza-se uma média entre as direções das porção anterior, médio e posterior dos músculos *glúteus mínimus*, *medius* e *maximus*. Para cada incremento da simulação, duas cargas são aplicadas sequencialmente, referentes à compressão e à reação muscular. As áreas de aplicação das cargas de compressão são desenvolvidas com base nas informações postas por Greenwald e Haynes (1972), onde cerca de 70% da cabeça femoral sofre com a ação de tais cargas. Para as áreas de tração no trocanter maior, o desenvolvimento tem como base o modelo apresentado por Bagge (1999). O carregamento e suas áreas de aplicação são apresentados de forma detalhada na FIGURA 4.3. As intensidades e as direções (não normalizadas) são apresentadas na TABELA 4.1. O sistema de coordenadas é orientado com o eixo x na direção lateral-medial, o eixo y na direção anterior-posterior e, por fim, o eixo z na direção inferior-superior.

TABELA 4.1: INTENSIDADE DAS CARGAS APLICADAS E SUAS RESPECTIVAS DIREÇÕES NÃO NORMALIZADAS

Carga	Magnitude (N)	Direções (x, y, z)
Compressão-1	2317	Pressão (normal a superfície)
Compressão-2	1158	Pressão (normal a superfície)
Compressão-3	1548	Pressão (normal a superfície)
Tração-1	703	27,53; 29,3; 59,65
Tração-2	351	-5,933; 2,848; 39,29
Tração-3	468	23,28; -27,93; 62,17

Na simulação da R.O. em torno da prótese, são aplicadas as mesmas condições de contorno utilizadas para obtenção da distribuição de densidades inicial do fêmur, com a diferença de que as cargas de compressão na cabeça do fêmur passam a ser aplicadas sobre a cabeça femoral da prótese. Mantém-se o mesmo carregamento aplicado, de modo que as mudanças na distribuição de densidades sejam resultado somente da inserção da prótese (DALLACOSTA, 2007; ROESLER, 2006).

FIGURA 4.3: CARREGAMENTO GLOBAL QUE SIMULA UM PASSO DE UMA CAMINHADA APLICADO NO MODELO INICIAL DO FÊMUR HUMANO

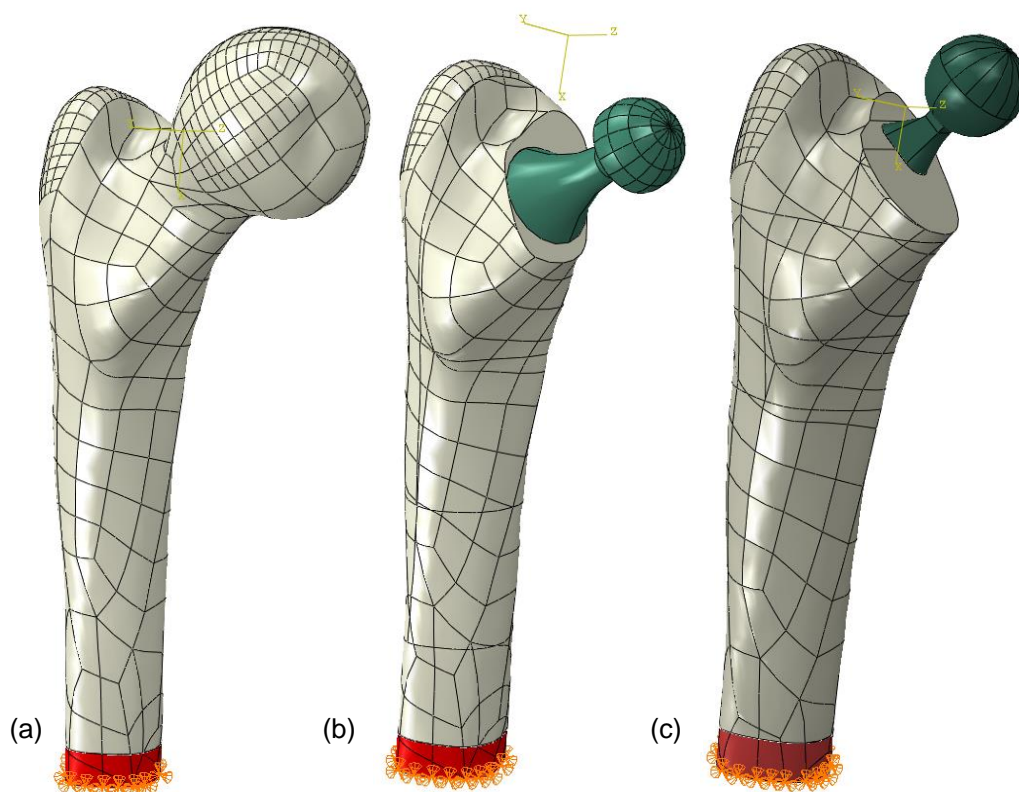


Legenda: Momento do toque dos pés no solo (a), movimentos de adução (b) e abdução (c).

4.3 CONDIÇÕES DE CONTORNO DE DIRICHLET

O carregamento global aplicado à parte superior do fêmur (ou prótese/fêmur) é equilibrado pelas reações existentes na articulação do joelho, as quais são representadas por condições de contorno homogêneas aplicadas a um pequeno sólido com comportamento elástico e linear, posicionado e perfeitamente unido à região média da diáfise femoral. A adição deste sólido tem o objetivo de evitar a formação de regiões de concentrações de tensões. Sobre este, são aplicadas condições de contorno de Dirichlet homogêneas (FIGURA 4.4).

FIGURA 4.4: CONDIÇÕES DE CONTORNO DE DIRICHLET APLICADAS AO MODELO SÓLIDO DO FÊMUR



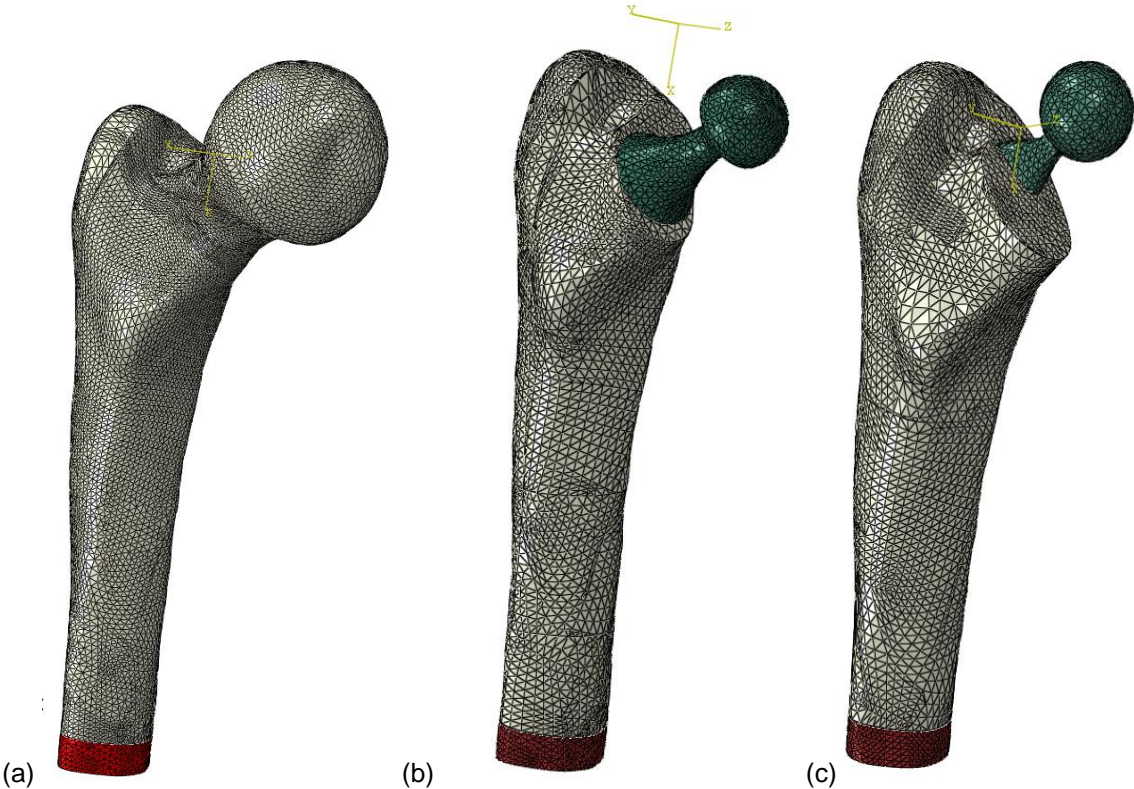
Legenda: Modelos anterior (a) e posterior à instalação da prótese de Chanrley (b) e de seção variável (c).

4.4 MALHAS DE ELEMENTOS FINITOS

Para avaliação do processo de R.O. é utilizado o *software* Abaqus® 6.12-1, sendo este customizado com uma sub-rotina desenvolvida em linguagem Fortran®, denominada UMAT (*User Material*). Esta contém o modelo de R.O. (Seção 3.3) que modifica as propriedades de cada elemento da malha. Para discretização dos modelos

sólidos para as análises antes e após a ATQ, é utilizado o elemento finito tetraédrico linear apresentado na Seção 3.1. A nomenclatura utilizada pelo *software* Abaqus para designar este tipo de elemento é C3D4, sendo a sigla C3D empregado para elementos sólidos, contínuos e tridimensionais, e o numeral 4 para identificação da quantidade dos nós que compõem o elemento, caracterizando uma aproximação linear. A TABELA 4.2 apresenta os dados referentes a cada malha utilizada no estudo. As malhas de elementos finitos utilizadas são apresentadas na FIGURA 4.5.

FIGURA 4.5: MALHAS DE ELEMENTOS FINITOS



Legenda: Malhas para os modelos com (a) prótese de Charnley e (b) de seção variável.

TABELA 4.2: NÚMERO DE NÓS E ELEMENTOS DE CADA MALHA UTILIZADA NO ESTUDO.

Malha	Fêmur antes da ATQ		Prótese de Chanrley		Prótese seção variável	
Nós	Total:	Fêmur: 36.480	Total:	Fêmur: 19.346	Total:	Fêmur: 17.492
	38.985	Sólido: 2.505	29.276	Prótese: 7.052 Sólido: 2.878	23.700	Prótese: 3.042 Sólido: 3.166
Elementos	Total:	Fêmur: 190.985	Total:	Fêmur: 95.949	Total:	Fêmur: 90.529
	203.013	Sólido: 12.028	143.7422	Prótese: 33.417 Sólido: 14.056	119.670	Prótese 13.679 Sólido: 15.462

4.5 CONDIÇÕES INICIAIS NAS ANÁLISES

Para análise da R.O. é imposto que o fêmur humano é inicialmente homogêneo, possuindo um valor inicial de densidade de $1,0 \times 10^{-6} \text{ kg/mm}^3$. Durante a análise, a estrutura interna do osso (densidade e propriedades mecânicas) se adapta conforme a aplicação do estímulo mecânico e, quando a convergência da análise é atingida, o fêmur apresenta uma distribuição heterogênea de densidade (GARIJO et al., 2014).

As análises para os modelos do fêmur após a ATQ são iniciadas com uma configuração heterogênea de densidades. Esta é a configuração de equilíbrio resultante do processo de R.O. antes da realização do procedimento cirúrgico. Este campo é recuperado através de uma série de rotinas desenvolvidas no *software* Matlab® e discutidas no Anexo 1. Esta recuperação parte das coordenadas de um nó qualquer na nova malha em relação à antiga, é definida uma esfera centrada nesse nó e com raio arbitrado. A densidade nodal nova é obtida através de uma média ponderada das densidades de todos os nós antigos internos a esta esfera.

4.6 PROPRIEDADES DOS MATERIAIS

As propriedades dos materiais aplicados à prótese e do tecido ósseo (cortical e trabecular) são apresentados na TABELA 4.3. São aplicados dois materiais metálicos à prótese, sendo uma liga de Cr-Co (F90) e uma de titânio (Ti-6Al-4V). Um terceiro material é aplicado, sendo este mais flexível quando comparado aos metálicos, denominado virtual. Este é empregado em vários estudos encontrados na bibliografia (Scanell e Prendergast, 2009; Huiskes et al., 1989; Weinans et al., 1992). O limite de escoamento do material é estimado tendo como referência um mapa de propriedades mecânicas de vários materiais e que relaciona o módulo de elasticidade e a resistência mecânica (ASHBY, 2011).

TABELA 4.3: PROPRIEDADES DO TECIDO ÓSSEO E DOS MATERIAIS APLICADOS ÀS PRÓTESES

Material	Propriedades	Referências	Observações
F90	$E = 210 \text{ GPa}$ $\nu = 0,3$ $\sigma_e = 1606 \text{ MPa}$ $\sigma_f = 586 \text{ MPa}$	Yan et al. (2011), Ratner et al. (1996).	Liga de Cr-Co-W-Ni
F136	$E = 110 \text{ GPa}$ $\nu = 0,3$ $\sigma_e = 1034 \text{ MPa}$ $\sigma_f = 620\text{-}689 \text{ MPa}$	Dallacosta (2007), Ratner et al. (1996).	Liga de titânio Ti-6Al-4V
Virtual	$E = 20 \text{ GPa}$ $\nu = 0,3$ $\sigma_e = 100 \text{ MPa}$	Ashby (2011), Scanell e Prendergast (2009), Weinans et al. (1992), Huiskes et al. (1989).	Material com propriedades similares ao osso cortical.
Tecido cortical	$S_{m\acute{a}x} = 151 \text{ MPa}$ $S_{m\acute{i}n} = -224 \text{ MPa}$	Doblaré e García (2003)	
Tecido trabecular	$S_{m\acute{i}n} = -80 \text{ MPa}$		

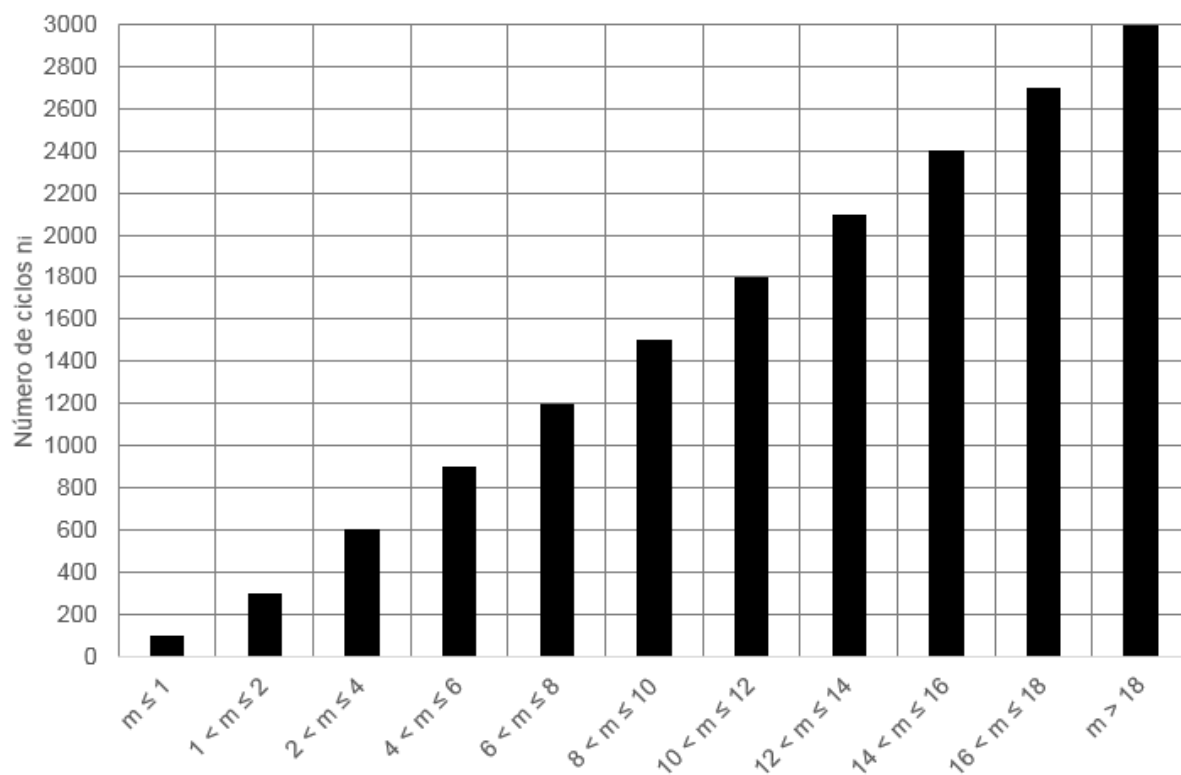
4.7 PROPRIEDADES DOS MODELOS DE REMODELAÇÃO ÓSSEA

Os parâmetros necessários para a implementação dos modelos isotrópico e anisotrópico de R.O. de Stanford são apresentados na TABELA 4.4

TABELA 4.4: PARÂMETROS UTILIZADOS NA IMPLANTAÇÃO DOS MODELOS ISOTRÓPICO E ANISOTRÓPICO DE STANFORD

Parâmetro	Valor	Unidade
c	2×10^{-5}	(mm/dia)/(MPa/dia)
ψ_t^*	50,0	MPa
m	4,0	-
n_i	3000	Ciclos/dia
ψ_z	$0,125 \times \psi_t^*$	MPa
ρ_c	2×10^{-6}	kg/mm ³
Δt	15	Dias
k	1,0	-

Após a inserção das próteses, alguns parâmetros são modificados. O número de ciclos (n_i) varia até dezoito meses após o processo de osseointegração, sendo modificado conforme a FIGURA 4.6.

FIGURA 4.6: MUDANÇA DO NÚMERO DE CICLOS, n_i , APÓS A ATQ (M = MESES)

5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

No corrente Capítulo são apresentados os resultados referentes as análises numéricas do processo de R.O. antes e após a realização da ATQ. Na segunda configuração são analisados 2 (dois) modelos de próteses, sendo confeccionados com 3 (três) materiais. Todas estas análises têm como parâmetro aqueles apresentados no Capítulo 4.

5.1 ANÁLISE DE REMODELAÇÃO ÓSSEA ANTES DA ATQ

Nesta seção são apresentadas as distribuições de densidades para o fêmur antes da ATQ. Estas distribuições são obtidas utilizando os modelos de R.O. isotrópico e anisotrópico de Stanford.

5.1.1 Remodelação óssea através do modelo isotrópico de Stanford

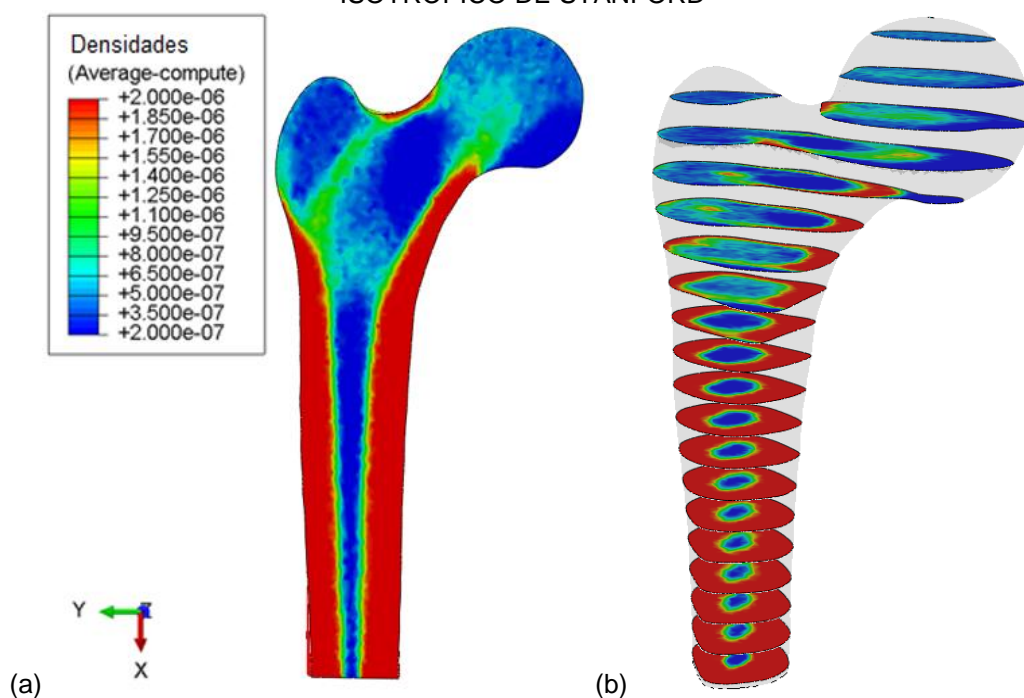
A FIGURA 5.1a apresenta a distribuição de densidades resultante do modelo isotrópico de Stanford. Nesta Figura ficam caracterizados os principais aspectos morfológicos existentes na distribuição de densidades de um fêmur real. Nesta são evidenciadas a formação do canal medular, dos córtices medial e lateral em torno da diáfise femoral, a tendência a formação do triângulo de Ward¹² no colo do fêmur, a distribuição de densidade trabecular nas áreas de aplicação de carregamento no trocanter maior e na cabeça femoral. A região de baixa densidade na cabeça femoral é referente à fóvea, o qual é o local de inserção do ligamento redondo e que também é a entrada para as artérias que nutrem a região. A FIGURA 5.1b apresenta a vista tridimensional da distribuição de densidades. Nesta pode-se observar a transição entre o tecido trabecular e cortical.

¹² Área de baixa densidade na região proximal do fêmur, caracterizada por predomínio de tecido trabecular.

5.1.2 Remodelação óssea através do modelo anisotrópico de Stanford

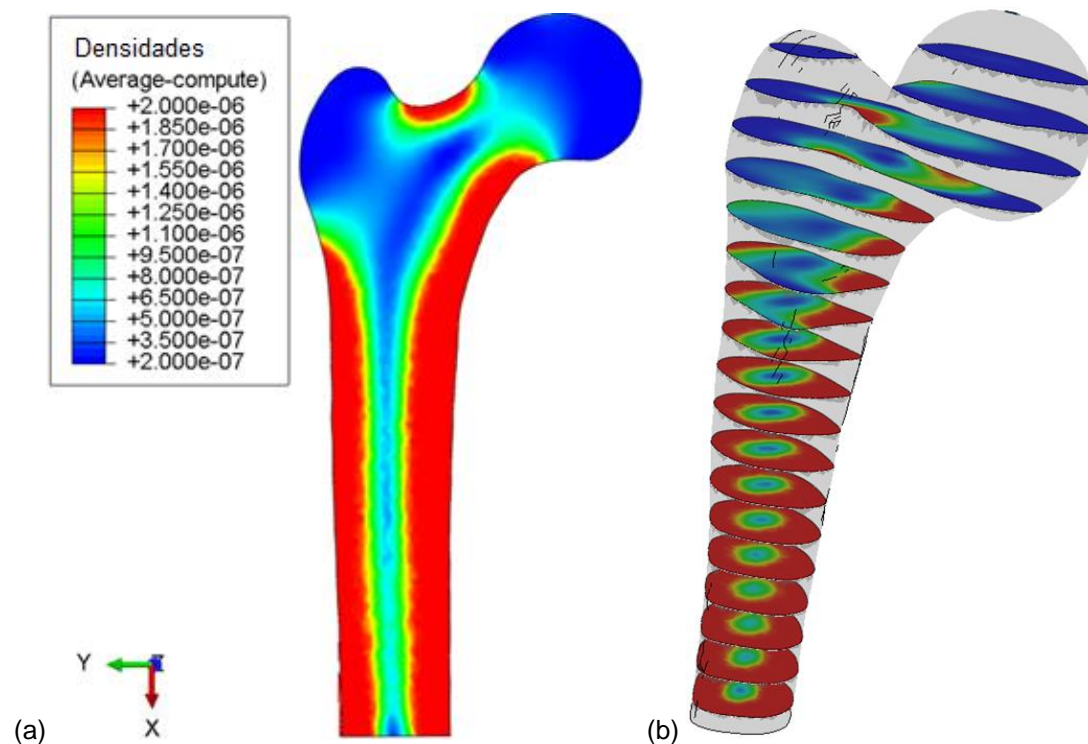
A mesma análise anterior foi realizada, mas considerando o modelo anisotrópico de R.O., para a qual a distribuição final de densidades é apresentada na FIGURA 5.2a. Assim como no modelo isotrópico, as principais características encontradas na morfologia de um fêmur humano podem ser identificadas, como as regiões com valores de densidade alta no em torno da diáfise femoral (córteses medial e lateral), a formação do triângulo de Ward no colo, a distribuição de densidade trabecular característica do trocanter maior e da cabeça femoral e a região de baixa densidade na cabeça do fêmur referente à fôvea. Para este caso, quando comparado ao modelo anterior, a grande diferença é quanto ao canal medular, o qual para o modelo anisotrópico de Stanford, possui valores de densidades mais elevados. A diferença existente entre os modelos é a deposição de material de uma forma orientada para o modelo anisotrópico de R.O., visto que o comportamento do osso tende a ser distinto para direções diferentes a do carregamento aplicado. A FIGURA 5.2b apresenta a distribuição de densidades para as seções transversais ao longo do fêmur analisado. Assim como no modelo isotrópico, é possível verificar a transição entre os diferentes tecidos que compõem o osso.

FIGURA 5.1: DISTRIBUIÇÕES DE DENSIDADES (KG/MM³) CONSIDERANDO O MODELO ISOTRÓPICO DE STANFORD



Legenda: Vista anteroposterior (a) e a partir das seções transversais ao longo do fêmur humano (b).

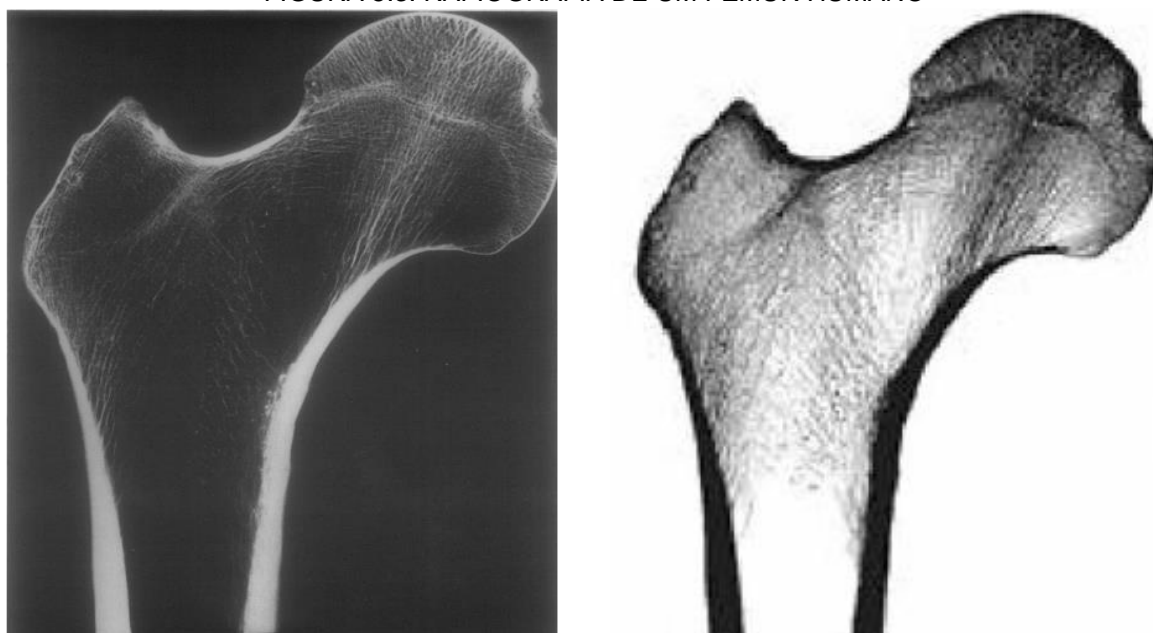
FIGURA 5.2: DISTRIBUIÇÕES DE DENSIDADES (KG/MM³) CONSIDERANDO O MODELO ANISOTRÓPICO DE STANFORD



Legenda: Vista anteroposterior (a) e a partir das seções transversais ao longo do fêmur humano (b).

Através das FIGURAS 5.1a e 5.2a é possível realizar uma análise comparativa qualitativa com uma radiografia (FIGURA 5.3) de um fêmur humano.

FIGURA 5.3: RAFIOGRAFIA DE UM FÊMUR HUMANO

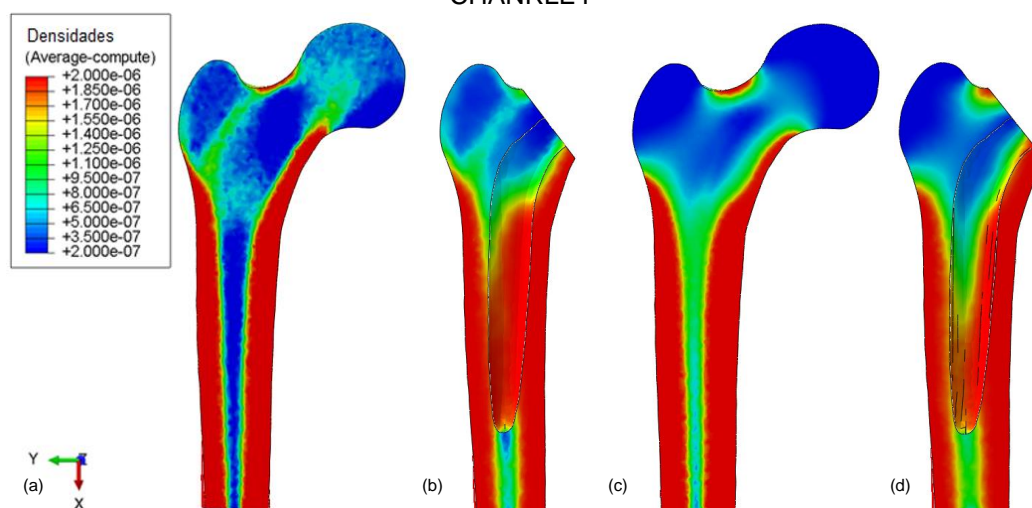


FONTE: Adaptado de Jacobs et al. (1997)

5.2 RECUPERAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO DE DENSIDADES

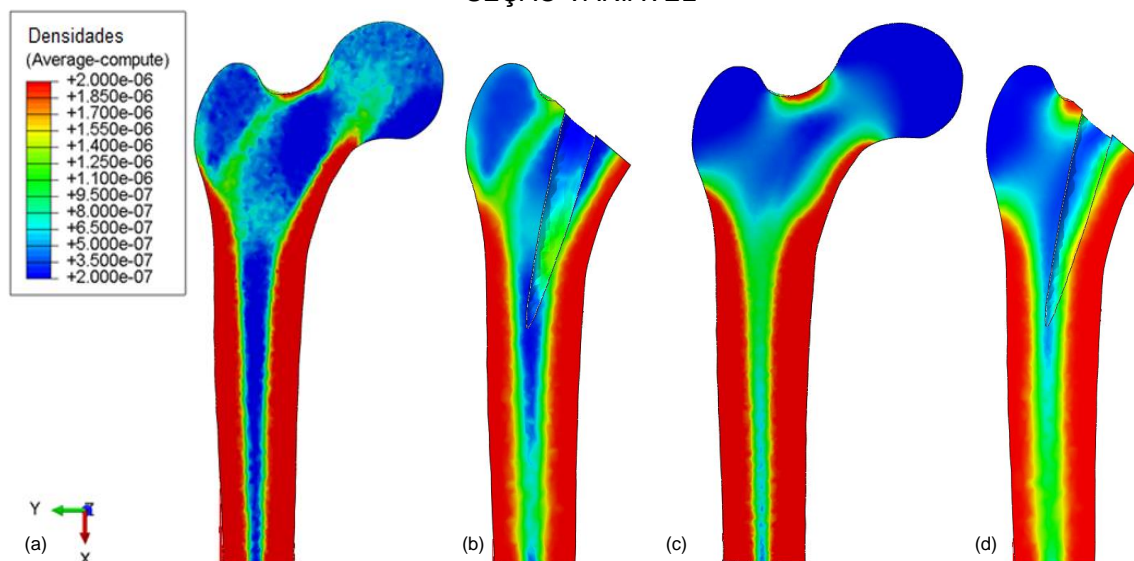
A recuperação da distribuição de densidades (APÊNDICE 1) para os modelos isotrópico e anisotrópico de R.O. de Stanford, para a análise do processo após a ATQ, é apresentada nas FIGURAS 5.4 e 5.5 para a prótese de Chanrley e de seção variável respectivamente. Recuperação é o termo aqui utilizado para definir a transferência do corpo de densidades e da matriz constitutiva de rigidez (para o caso anisotrópico) do modelo MEF antes da ATQ para o modelo MEF após o procedimento cirúrgico.

FIGURA 5.4: CAMPOS DE DENSIDADE (KG/MM³) FINAL E RECUPERADO PARA A PRÓTESE DE CHANRLEY



Legenda: Vista anteroposterior antes da ATQ (a-c) e após a recuperação (b-d) para o processos de R.O. isotrópico (a-b) e anisotrópico (c-d) para a prótese de Chanrley.

FIGURA 5.5: CAMPOS DE DENSIDADE (KG/MM³) FINAL E RECUPERADO PARA A PRÓTESE DE SEÇÃO VARIÁVEL



Legenda: Vista anteroposterior antes da ATQ (a-c) e após a recuperação (b-d) para o processos de R.O. isotrópico (a-b) e anisotrópico (c-d) para a prótese de seção variável.

5.3 MODELO ISOTRÓPICO DE REMODELAÇÃO ÓSSEA

Nesta seção são apresentados os resultados para o modelo isotrópico de R.O. de Stanford para as próteses de Chanrley e de seção variável.

5.3.1 Prótese Total de Quadril de Chanrley

A análise é iniciada após a instalação da prótese apresentado na FIGURA 4.2b e posterior recuperação da distribuição de densidades. São utilizados três materiais para confecção da prótese (F90, F136 e virtual). Considera-se que existe adesão completa na interface osso/prótese. A análise é realizada para um período de 10 (dez) anos após a instalação da prótese.

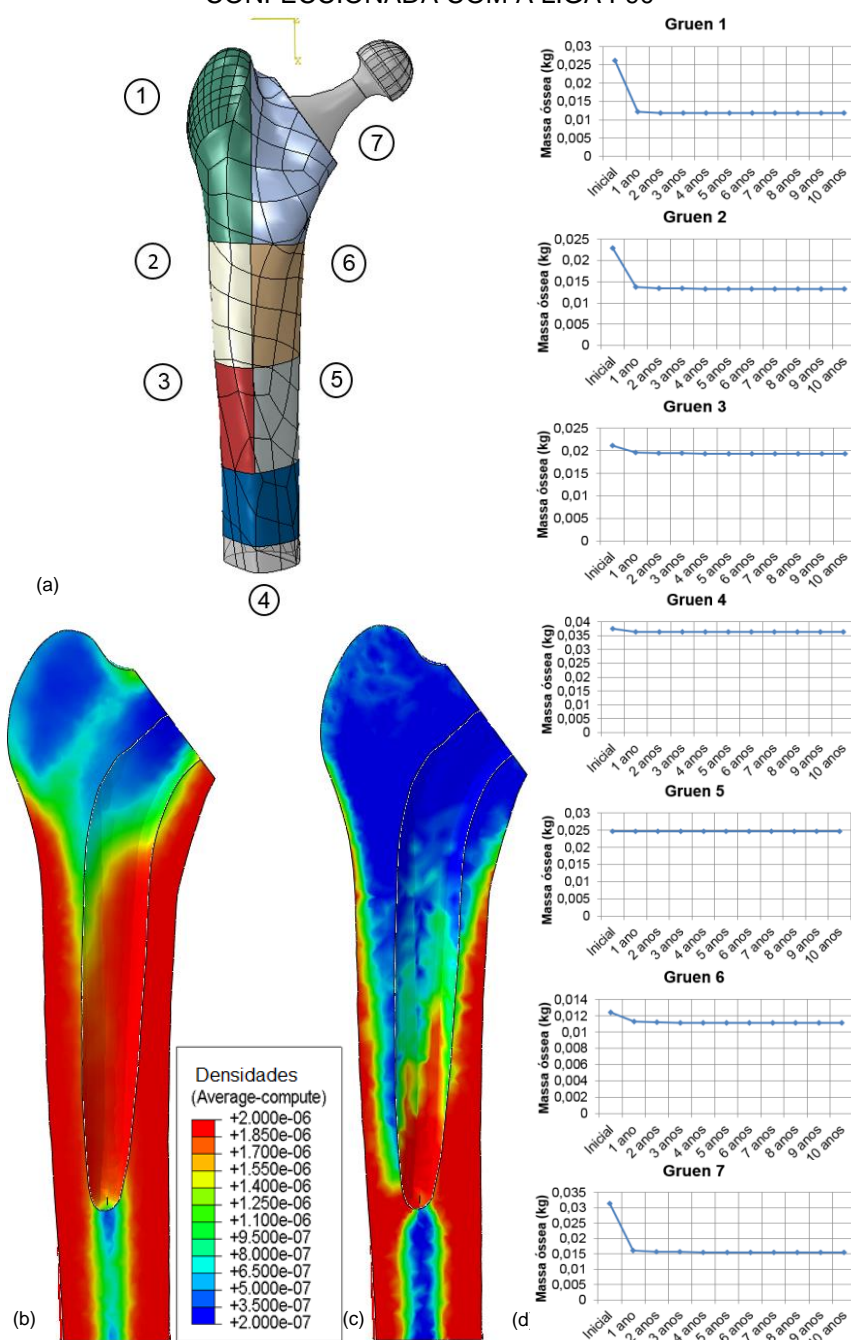
5.3.1.1 Liga de Cr-Co-W-Ni F90

A análise é iniciada após a instalação da prótese e posterior recuperação da distribuição de densidades. Assim, com a aplicação de carregamento sobre o componente, o processo de R.O. é analisado. A FIGURA 5.6 apresenta a vista anteroposterior da distribuição de densidades para o modelo isotrópico de Stanford (FIGURA 5.6c), para um acompanhamento de 10 (dez) anos. A prótese de Chanrley é fabricada com a liga F90 (Cr-Co-W-Ni). Considera-se que existe adesão completa na interface osso/prótese. São apresentados também, os gráficos do comportamento de ganho/perda de massa óssea (kg) ao longo da análise (FIGURA 5.6d), conforme as zonas de Gruen (FIGURA 5.6a).

A distribuição de densidades (FIGURA 5.6c) apresenta a ocorrência de reabsorção óssea cortical na porção lateral do osso (zonas 1, 2 e 3) e, também, a ocorrência de atrofia moderada-grave do calcar (zona 7), como pode ser visualizado nos gráficos de ganho/perda de massa (FIGURA 5.6c), sendo estas de maior intensidade nas zonas que compõem o calcar (zonas 1 e 7 com 54,7% e 50,6% respectivamente). O material da prótese possui uma rigidez elevada quando comparada ao tecido ósseo, ocasionando a diminuição da transmissão de esforços e consequentemente, grande perda de densidade cortical nas regiões proximal e da diáfise femoral, caracterizando o efeito clinicamente conhecido como *Stress Shielding* (GARCÍA et al., 2002). A atrofia do calcar é um sinal da não existência de uma força

de compressão ativa para esta região do osso. Na FIGURA 5.6c pode se notar a difusão da densidade óssea nas regiões 3 e 4 de Gruen, formando assim o pedestal ósseo. Este é um fenômeno ocorrido devido às forças de compressão aplicadas sobre a cabeça do componente. Além disso, ocorre reabsorção óssea nas regiões, aumentando, principalmente, o endósteo na porção distal da zona 4.

FIGURA 5.6: DISTRIBUIÇÃO DE DENSIDADES (KG/MM³) REFERENTE AO MODELO ISOTRÓPICO DE STANFORD APÓS A INSTALAÇÃO DA PRÓTESE DE CHANRLEY CONFECCIONADA COM A LIGA F90



Legenda: divisão a partir das zonas de Gruen (a), vista anteroposterior do fêmur com distribuição de densidades inicial (b) e final (c) e gráficos de ganho/perda de massa óssea ao longo de 10 anos (d).

Analisando os gráficos de ganho/perda de massa óssea (FIGURA 5.6d), pode-se perceber que a maior variação de massa óssea ocorre até o término do segundo ano da análise, possuindo maior intensidade ao final do primeiro. Esta variação assume comportamento praticamente constante, resultando em uma distribuição de equilíbrio de densidades após o período. Este fenômeno também é encontrado nos estudos numéricos apresentados por Herrera et al. (2008), Scanell e Prendergast (2009) e Kwon et al. (2013) e, clinicamente, por Jake e Scott (1996).

As tensões decorrentes dos esforços não agredem os limites de resistência do tecido trabecular e cortical (TABELA 4.3), para os esforços de tração como de compressão, como pode ser visualizado pelos valores apresentados na TABELA 5.1. Pode-se notar que na interface osso/prótese, as tensões máximas possuem valores menores quando comparados às outras regiões. Isto evidencia que a rigidez do material da prótese é de suma importância na transmissão dos esforços, para que o efeito de *stress shielding* não possua um caráter danoso ao tecido hospedeiro.

TABELA 5.1: TENSÕES MÁXIMA E MÍNIMA NO TECIDO ÓSSEO PARA O MODELO COM PRÓTESE DE CHARLEY CONFECCIONADA COM A LIGA F90

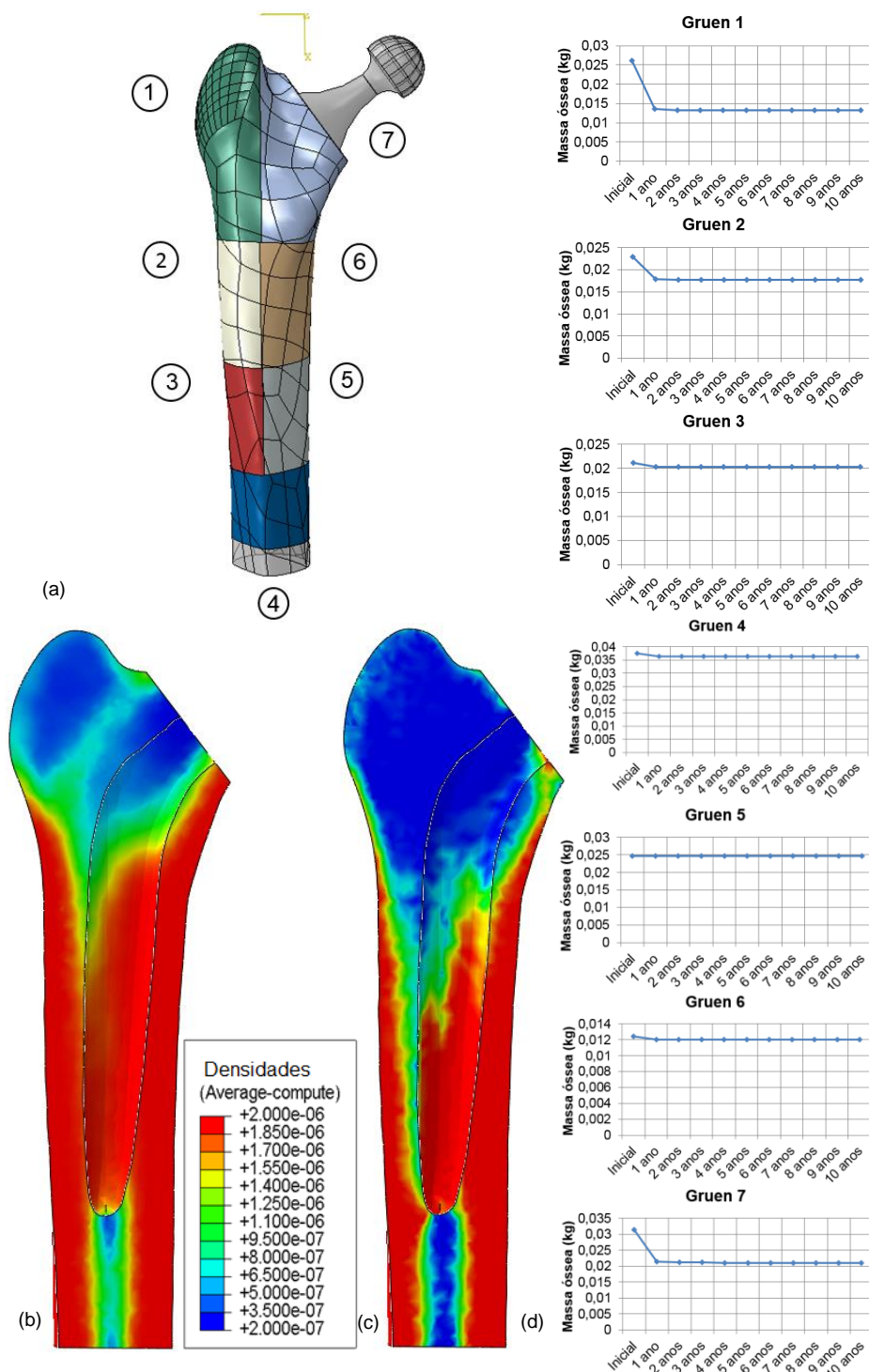
Região	Tração máxima (MPa)	Compressão máxima (MPa)
Interface	34,373	-40,001
Ao longo do fêmur	47,642	-56,222

5.3.1.2 Liga de titânio F136

Os resultados para a análise considerando a prótese de Charnley confeccionada com a liga de titânio F136 são apresentados na FIGURA 5.7. A vista anteroposterior contendo a distribuição (FIGURA 5.7c) apresenta, praticamente, o mesmo padrão de perda de densidade e, conseqüentemente, massa óssea ao longo da análise apresentado para o caso com a liga F90. Ocorre reabsorção óssea cortical nas porções medial (zonas 5 e 6) e lateral (2 e 3). Ocorre também, atrofia do calcar (zonas 1 e 7), porém com intensidade moderada. Os sinais radiológicos de Engh são visualizados nas zonas 3, 4 e 5, através da difusão do material ósseo, formando assim, o pedestal ósseo para suporte do carregamento compressivo. Na região de contato entre o pescoço da prótese e o corte realizado no colo femoral, ocorre manutenção e, posterior, formação de tecido com densidade cortical. Isto é devido à uma maior

transmissibilidade de esforços na região, sendo este referente ao material da prótese, o qual possui uma menor rigidez quando comparado ao primeiro material utilizado.

FIGURA 5.7: DISTRIBUIÇÃO DE DENSIDADES (KG/MM³) REFERENTE AO MODELO ISOTRÓPICO DE STANFORD APÓS A INSTALAÇÃO DA PRÓTESE DE CHANRLEY CONFECCIONADA COM A LIGA F136



Legenda: divisão a partir das zonas de Gruen (a), vista anteroposterior do fêmur com distribuição de densidades inicial (b) e final (c) e gráficos de ganho/perda de massa óssea referentes à uma análise de 10 (dez) anos (d).

Assim como na análise anterior, os gráficos de variação de ganho/perda de massa óssea (FIGURA 5.7d) apresentam sua maior variação nos dois primeiros anos, tomando comportamento constante após este período. Além disso, com a instalação de um componente confeccionado com um material mais flexível, o tecido ósseo tende a ter uma perda de massa óssea menor. Isto deve-se, também, ao fato de uma melhor distribuição de tensões, principalmente, na região de interface entre osso e prótese, como pode ser visualizado, por exemplo, na zona 7 de Gruen na FIGURA 5.7c e, também, pelos valores de tensões apresentados na TABELA 5.2. Quanto aos níveis de resistência do tecido, assim como para a análise com a liga F90, as tensões encontradas não atingem os limites de resistência referentes as propriedades do material (TABELA 4.3), fazendo com este não falhe devido a este tipo de esforço.

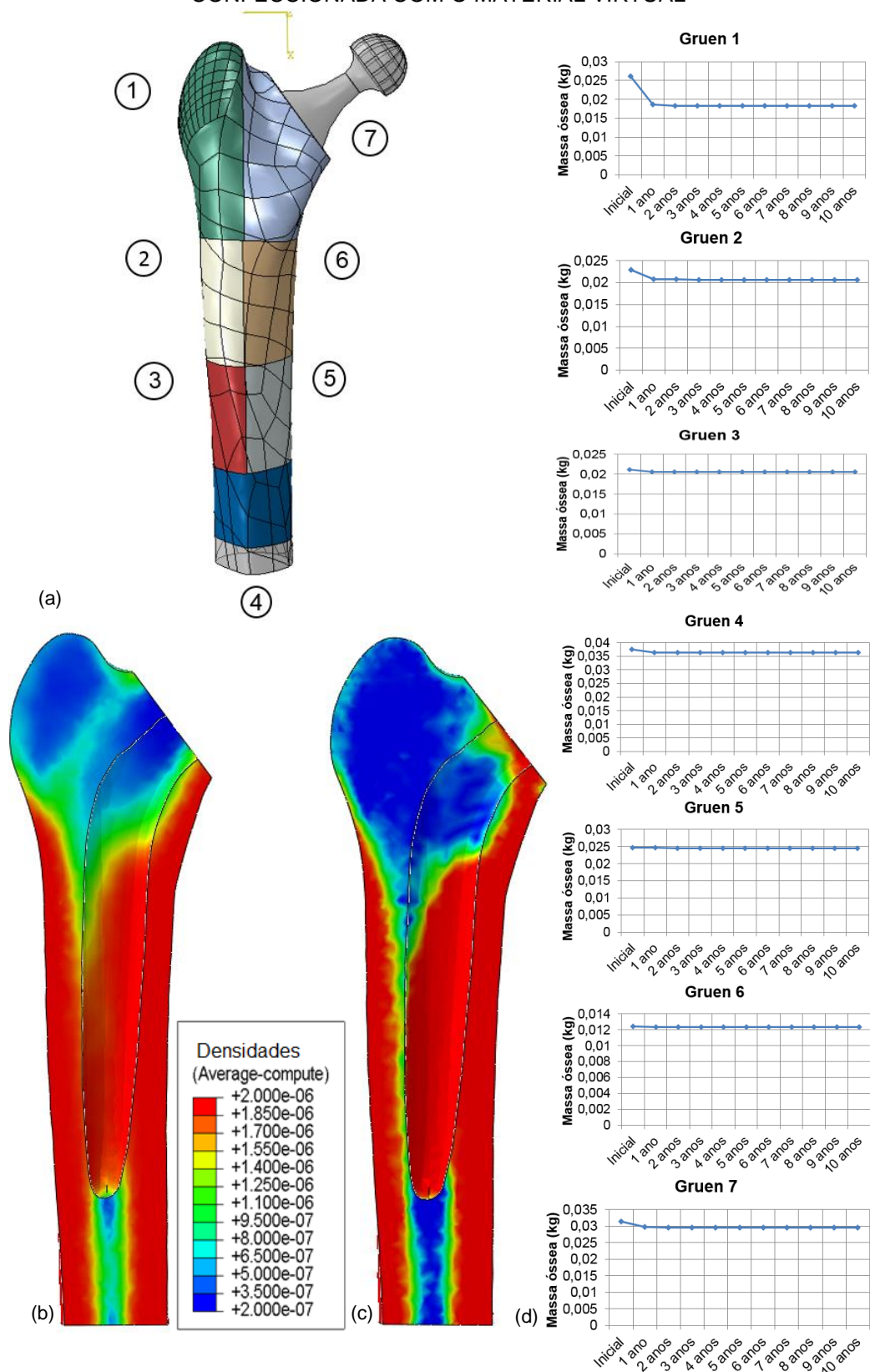
TABELA 5.2: TENSÕES MÁXIMA E MÍNIMA NO TECIDO ÓSSEO PARA O MODELO COM PRÓTESE DE CHARLEY CONFECCIONADO COM A LIGA F136

Região	Tração máxima (MPa)	Compressão máxima (MPa)
Interface	30,974	-52,309
Ao longo do fêmur	47,640	-58,004

5.3.1.3 Material virtual

A distribuição de densidades após de 10 (dez) anos da instalação de uma prótese modelo Chanrley confeccionada com um material virtual é apresentada na FIGURA 5.8b. Esta configuração tem um comportamento singular. Para o material virtual há uma maior manutenção da massa óssea ao longo da interface osso/prótese (FIGURA 5.8c). A maior flexibilidade causa um menor nível de *stress shielding*. Isto evidencia que, com a utilização de materiais mais flexíveis, há uma maior transmissão de esforços na interface com o tecido hospedeiro (WEINANS et al., 1992). Ocorre reabsorção óssea cortical leve nas porções lateral e medial (zonas 2, 3, 5 e 6) e no calcar (zonas 1 e 7). Ocorre manutenção e posterior formação de densidade cortical na região de interface entre o pescoço da prótese e colo femoral. Ainda, não há formação do pedestal ósseo nas zonas 3, 4 e 5 de Gruen, devido aos esforços na porção proximal do fêmur. Os gráficos de ganho/perda de massa óssea (FIGURA 5.8d) seguem o mesmo comportamento dos materiais anteriores (KWON et al., 2013; SCANELL e PRENDERGAST, 2009; HERRERA et al., 2008; JAKE e SCOTT, 1996).

FIGURA 5.8: DISTRIBUIÇÃO DE DENSIDADES (KG/MM³) REFERENTE AO MODELO ISOTRÓPICO DE STANFORD APÓS A INSTALAÇÃO DA PRÓTESE DE CHANRLEY CONFECCIONADA COM O MATERIAL VIRTUAL



Legenda: divisão a partir das zonas de Gruen (a), vista anteroposterior do fêmur com distribuição de densidades inicial (b) e final (c) e gráficos de ganho/perda de massa óssea referentes à uma análise de 10 (dez) anos (d).

Quanto as tensões (TABELA 5.3), estas também não ultrapassam os limites de resistência do tecido ósseo cortical. A compressão máxima apresentada ocorre para uma região de tecido compacto do osso. Logo, o tecido não falha. Porém, isto não se aplica ao tecido trabecular, o qual possui limite de resistência inferior e poderia vir a falhar em algum momento. Porém, para um material mais flexível, os níveis de tensão encontrados são maiores quando comparados aos outros materiais.

TABELA 5.3: TENSÕES MÁXIMA E MÍNIMA NO TECIDO ÓSSEO PARA O MODELO COM PRÓTESE DE CHARLEY CONFECCIONADO COM O MATERIAL VIRTUAL

Região	Tração máxima (MPa)	Compressão máxima (MPa)
Interface	51,004	-67,865
Ao longo do fêmur	53,541	-92,787

5.3.1.4 Comparação entre os materiais utilizados

Para quantificar a diferença existente na utilização dos três materiais, utiliza-se a porcentagem de variação da massa óssea no término dos 10 (dez) anos de análise para cada zona de Gruen, apresentada na TABELA 5.4. Fica evidente, a partir desta, que os maiores níveis de reabsorção óssea acontecem para os materiais com maior rigidez, principalmente nas regiões do calcar (zona 1 e 7 de Gruen). Outra grande diferença é quanto à reabsorção em níveis bem menores nesta mesma região, para materiais com maior flexibilidade. Um ponto em comum é a manutenção da massa óssea nas zonas 3, 4 e 5, referente ao pedestal ósseo, para todos os casos avaliados, sendo praticamente em mesmo nível para os três materiais analisados.

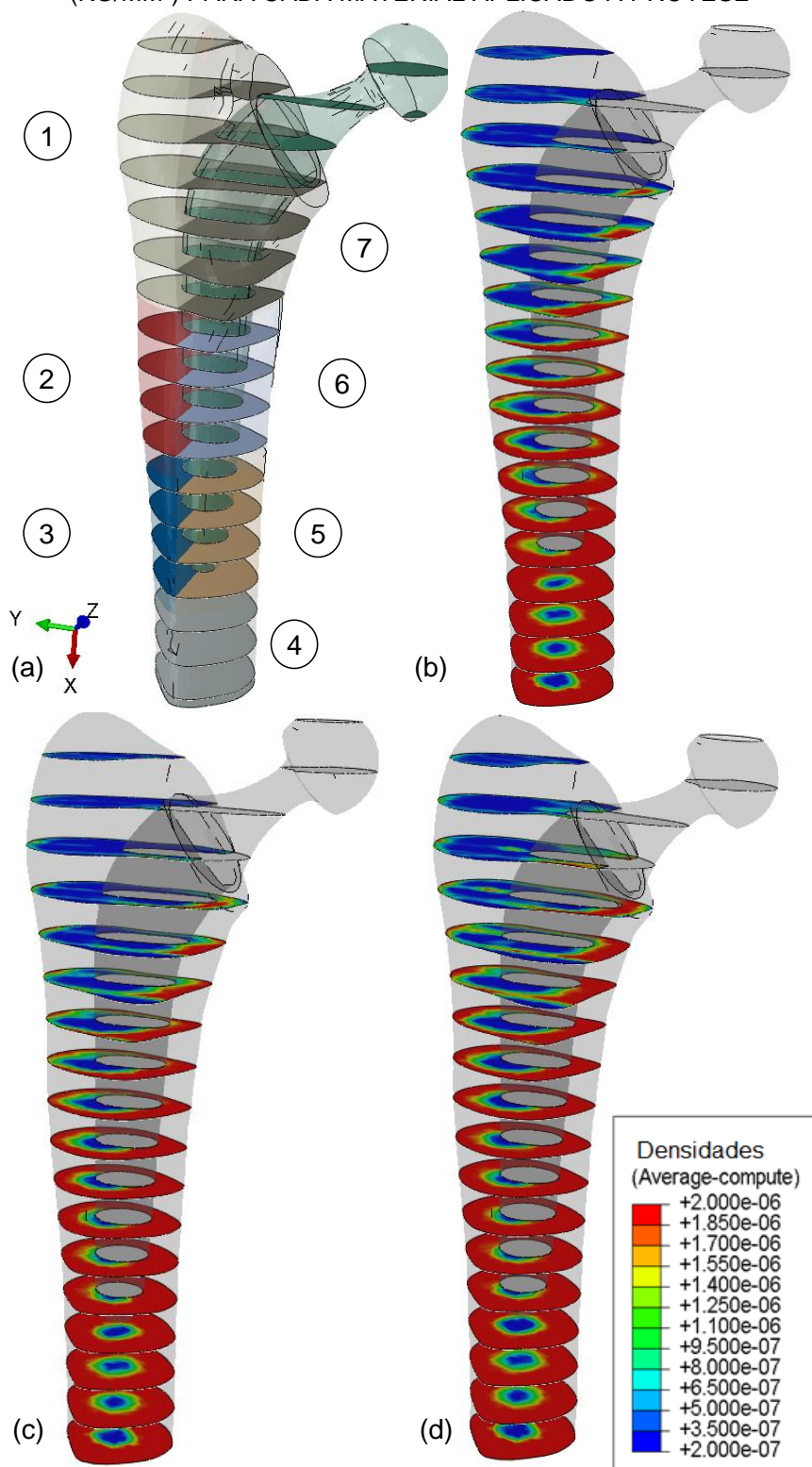
TABELA 5.4: VARIAÇÃO DA MASSA ÓSSEA (%) PARA OS MATERIAIS APLICADOS À PRÓTESE DE CHARLEY

Zona de Gruen	Cr-Co-W-Ni (F90)	Ti-6Al-4V (F136)	Material Virtual
1	-54,8	-49,1	-29,9
2	-41,8	-23,0	-9,8
3	-8,4	-4,2	-2,7
4	-2,8	-2,9	-3,1
5	0,04	-0,2	-0,4
6	-9,95	-2,9	-0,4
7	-50,6	-33,0	-5,9

A FIGURA 5.9 apresenta a distribuição de densidades para os três materiais analisados, sendo dividida por seções transversais ao longo do fêmur operado. Nesta pode-se notar os diferentes níveis de adaptação óssea em torno do componente

instalado. Esta distribuição é referente ao término do décimo ano após a realização do procedimento cirúrgico.

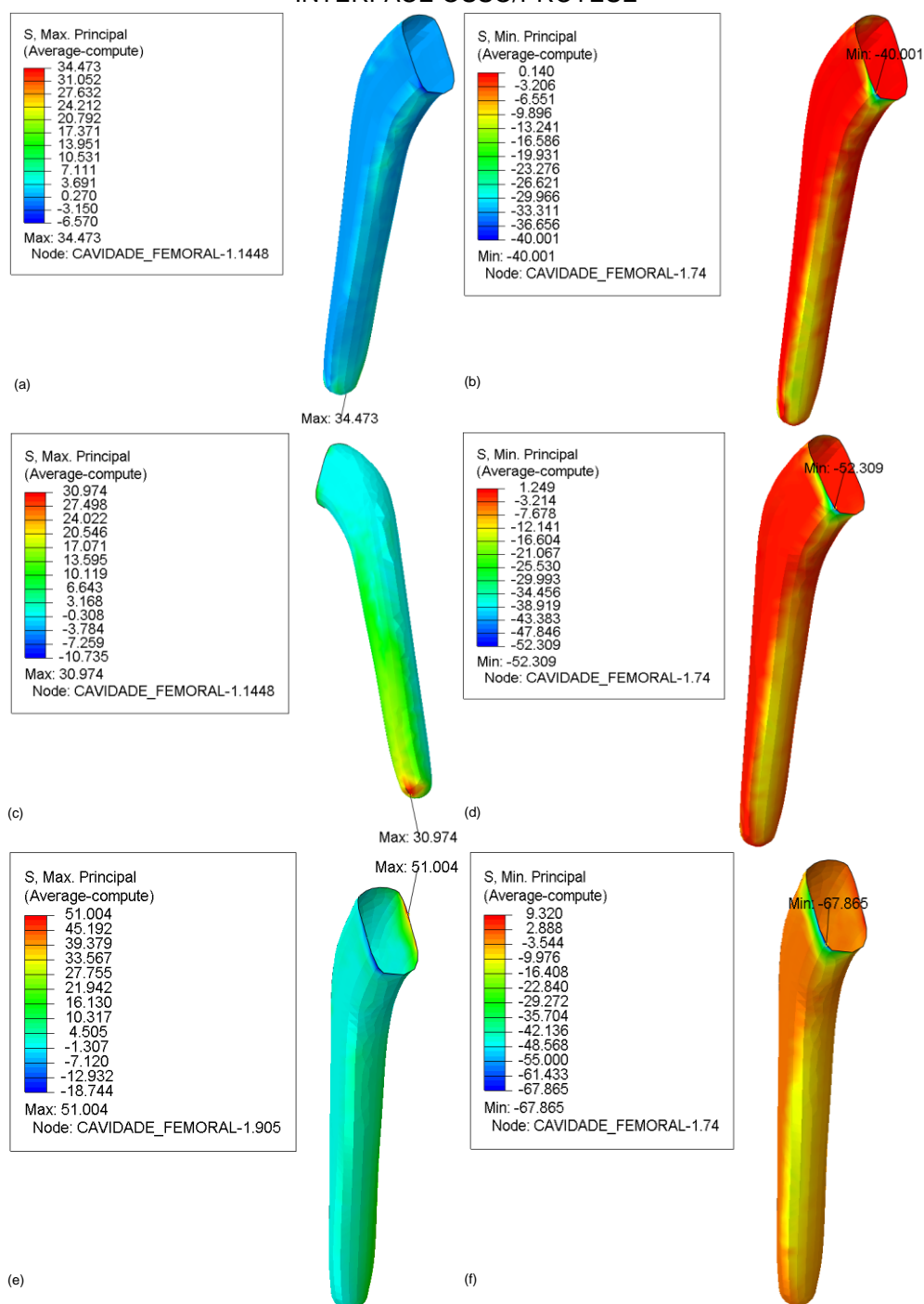
FIGURA 5.9: SEÇÕES TRANSVERSAIS CONTENDO A DISTRIBUIÇÃO DE DENSIDADES (KG/MM³) PARA CADA MATERIAL APLICADO À PRÓTESE



Legenda: zonas de Gruen (a) aplicadas ao fêmur para a prótese fabricada com a liga F90 (b), liga F136 (c) e virtual (d).

Os campos de tensões para a região de interface osso/prótese para cada material é apresentado na FIGURA 5.10. Pode-se notar que materiais mais flexíveis tendem a transmitir os esforços diretamente para o calcar, enquanto que os mais rígidos transmitem as cargas em níveis bem menores. Além disso, as máximas intensidades ocorrem de tensões na região distal da haste femoral.

FIGURA 5.10: CAMPOS DE TENSÕES (MPa) MÁXIMAS DE COMPRESSÃO E TRAÇÃO NA INTERFACE OSSO/PRÓTESE



Legenda: material virtual (a-b), F136 (c-d) e F90 (e-f).

Mesmo não causando a falha do tecido hospedeiro, o material da prótese causa grandes modificações na distribuição de densidade inicial do osso. Devido a maior rigidez, a prótese acaba adsorvendo a maior parte dos carregamentos principalmente para as ligas F90 e F136, causando reabsorção óssea cortical e atrofia do calcar por exemplo. Se considerada somente a distribuição de densidades, o mais satisfatório é o material virtual, o qual possibilitou uma melhor transmissão de esforços ao longo da interface osso/prótese. Utilizando os critérios de Engh, apresentados por Boschini e Alencar (2007), as distribuições de densidades podem ser classificadas como leve para o material virtual, moderada para a liga F136 e moderada-grave para a F90. Estes níveis correspondem a pelo menos 1, 5 e 8 sinais de reabsorção óssea (FIGURA 2.15d).

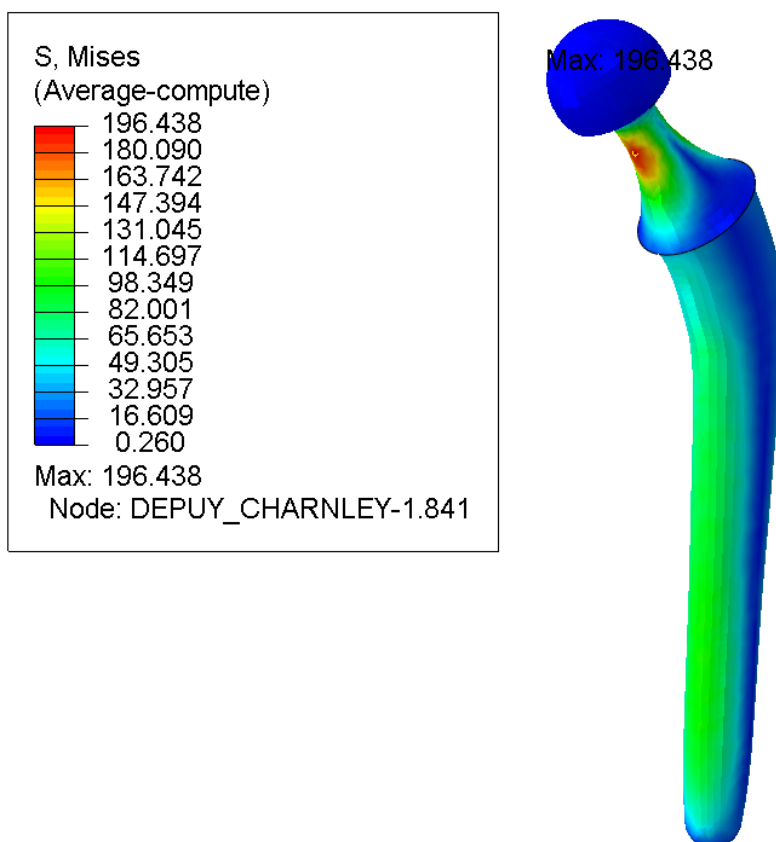
5.3.1.5 Campo de tensões ocorrente na prótese

Outro importante aspecto avaliado é quanto à resistência dos materiais utilizados. Um dos requisitos que um material deve apresentar é a biofuncionalidade. Ou seja, este deve possuir propriedades mecânicas que suportem os esforços decorrentes da aplicação dos carregamentos sobre a cabeça femoral da prótese, além de cumprir a função a que está sujeito. No corrente estudo são avaliadas as propriedades referentes ao escoamento e ao limite de resistência à fadiga. Este último é importante devido a locomoção do indivíduo e movimentação do quadril para as diversas atividades desenvolvidas, sendo este ciclicamente tencionado. As propriedades referentes aos materiais utilizados são apresentadas na TABELA 5.5. O campo de tensões de von Mises ocorrido na prótese é apresentado na FIGURA 5.11.

TABELA 5.5: LIMITES DE RESISTÊNCIA DOS MATERIAIS UTILIZADOS

Material	Tensão de escoamento (MPa)	Tensão limite de resistência à fadiga (10^7 ciclos)
Cr-Co-W-Ni (F90)	1606	586
Ti-6Al-4V (F136)	1034	620-689
Virtual	100	Não estimado

FIGURA 5.11: CAMPO DE TENSÕES DE VON MISES (MPA) OCORRENTE NA PRÓTESE DE CHARNLEY



O fator de segurança (FS) é definido a partir da tensão de falha do material (σ_{falha}) e a tensão que ocorre devido a aplicação do carregamento ($\sigma_{aplicada}$) na forma

$$FS = \frac{\sigma_{falha}}{\sigma_{aplicada}} > 1. \quad (3.1)$$

Pode-se notar que o limite de escoamento dos materiais metálicos não é atingido, resultando em FS de 8.17 e 5,26 para a liga F90 e F136 respectivamente. O campo de tensões na prótese é o mesmo ao longo da análise, visto que não há mudanças no carregamento aplicado. A outra propriedade verificada é quanto ao limite de resistência à fadiga do material. Assim como para o limite de escoamento, os materiais metálicos utilizados no corrente estudo não falham por fadiga. Já o material virtual falha devido as tensões ocorrentes no componente. O fator de segurança gerado para este material é 0.51, evidenciando que não há possibilidade de utilização para a função estudada.

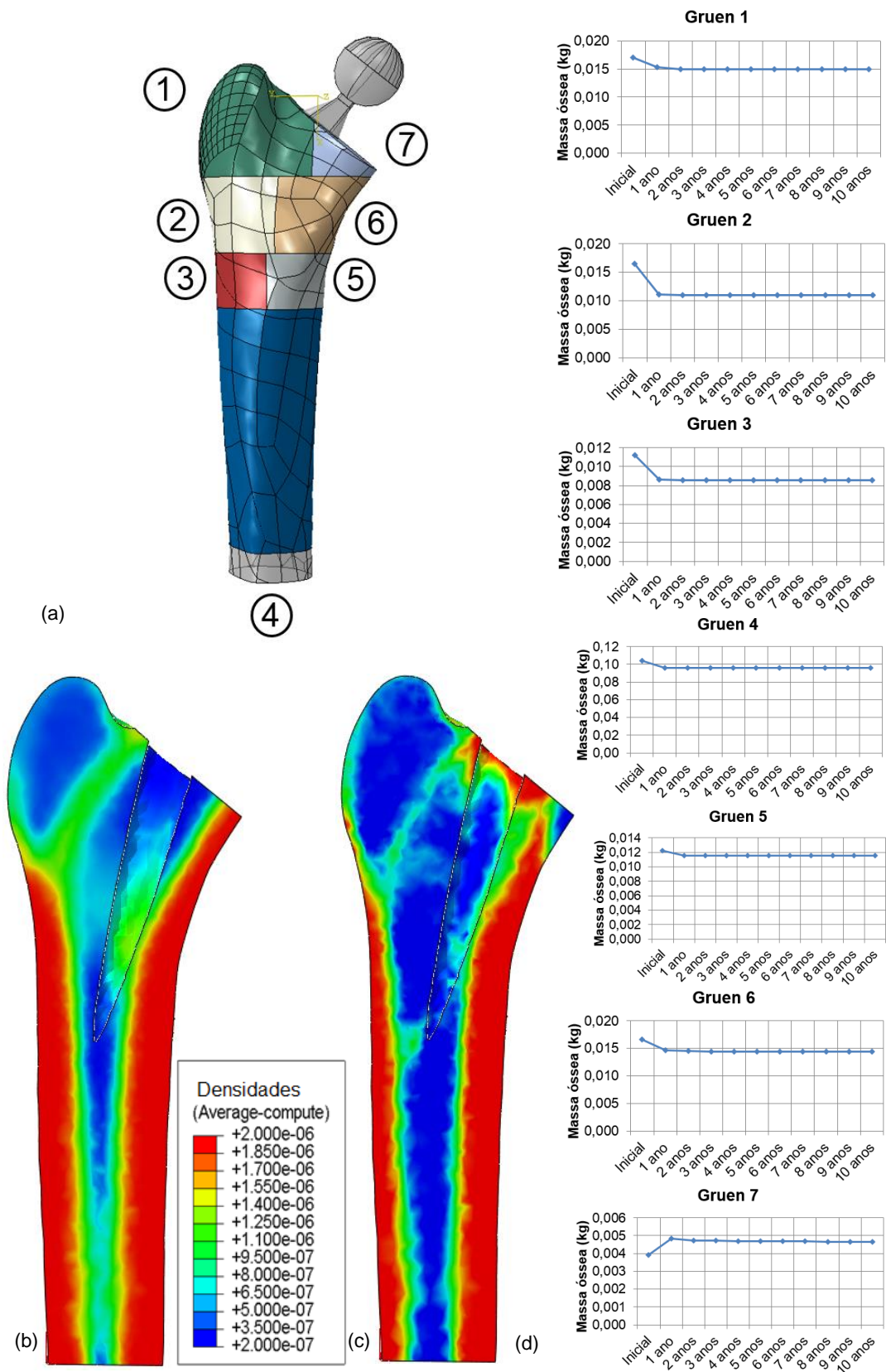
5.3.2 Prótese Total de Quadril com Seção Variável

A segunda prótese utilizada no corrente estudo (FIGURA 4.2d) possui geometria significativamente diferente da primeira. A começar pelo comprimento de sua haste, resultando em uma zona 4 de Gruen maior que para a primeira prótese. Outra diferença é quanto sua seção transversal variável ao longo do comprimento da haste. Por fim, outra característica marcante é quanto à redução da seção transversal de seu pescoço, ocorrendo tensões em níveis maiores que na primeira prótese para a região. Para avaliação deste componente são utilizadas as ligas metálicas Cr-Co-W-Ni (liga F90) e Ti-6Al-4V (F136) e o material virtual, o qual é mais flexível. Como em todos os casos analisados, a interface osso/prótese é considerada com adesão total, após o processo de osseointegração.

5.3.2.1 Liga de Cr-Co-W-Ni F90

O primeiro material analisado é a liga F90. A distribuição de densidades resultante após 10 (dez) anos da instalação da prótese é apresentada na FIGURA 5.12c, bem como os gráficos de comportamento de perda/ganho de massa óssea (FIGURA 5.12d), conforme cada zona de Gruen (FIGURA 5.12a). Através da distribuição é possível observar níveis de reabsorção óssea cortical menores já para o material mais rígido avaliado. A prótese com menor comprimento tende a não agredir tanto quanto a primeira. A diminuição de sua seção transversal melhora a transmissibilidade de esforços na interface osso/prótese, principalmente na porção proximal do fêmur (zonas 1 e 7 que compõem o calcar). Ocorre reabsorção óssea cortical nas porções lateral e de nível leve na medial, evidenciando o efeito clínico de *stress shielding*. A região do calcar tem um ganho de massa óssea (FIGURAS 5.12c e 5.12d) devido à grande quantidade de esforços que são transmitidos pelo componente. Porém ocorre atrofia em nível grave em sua porção medial, chegando ao nível mínimo de densidade óssea ($0,2 \times 10^{-6} \text{ kg/mm}^3$). O gráfico de ganho/perda de massa óssea para a zona 4 de Gruen (FIGURA 5.12d) não apresenta a formação do pedestal ósseo devido o carregamento compressivo suportado pelo componente, porém, conforme a distribuição de densidades (FIGURA 5.12c), pode-se notar a deposição de material na direção deste carregamento.

FIGURA 5.12: DISTRIBUIÇÃO DE DENSIDADES (KG/MM³) REFERENTE AO MODELO ISOTRÓPICO DE STANFORD APÓS A INSTALAÇÃO DA PRÓTESE DE SEÇÃO VARIÁVEL CONFECCIONADA COM O MATERIAL F90



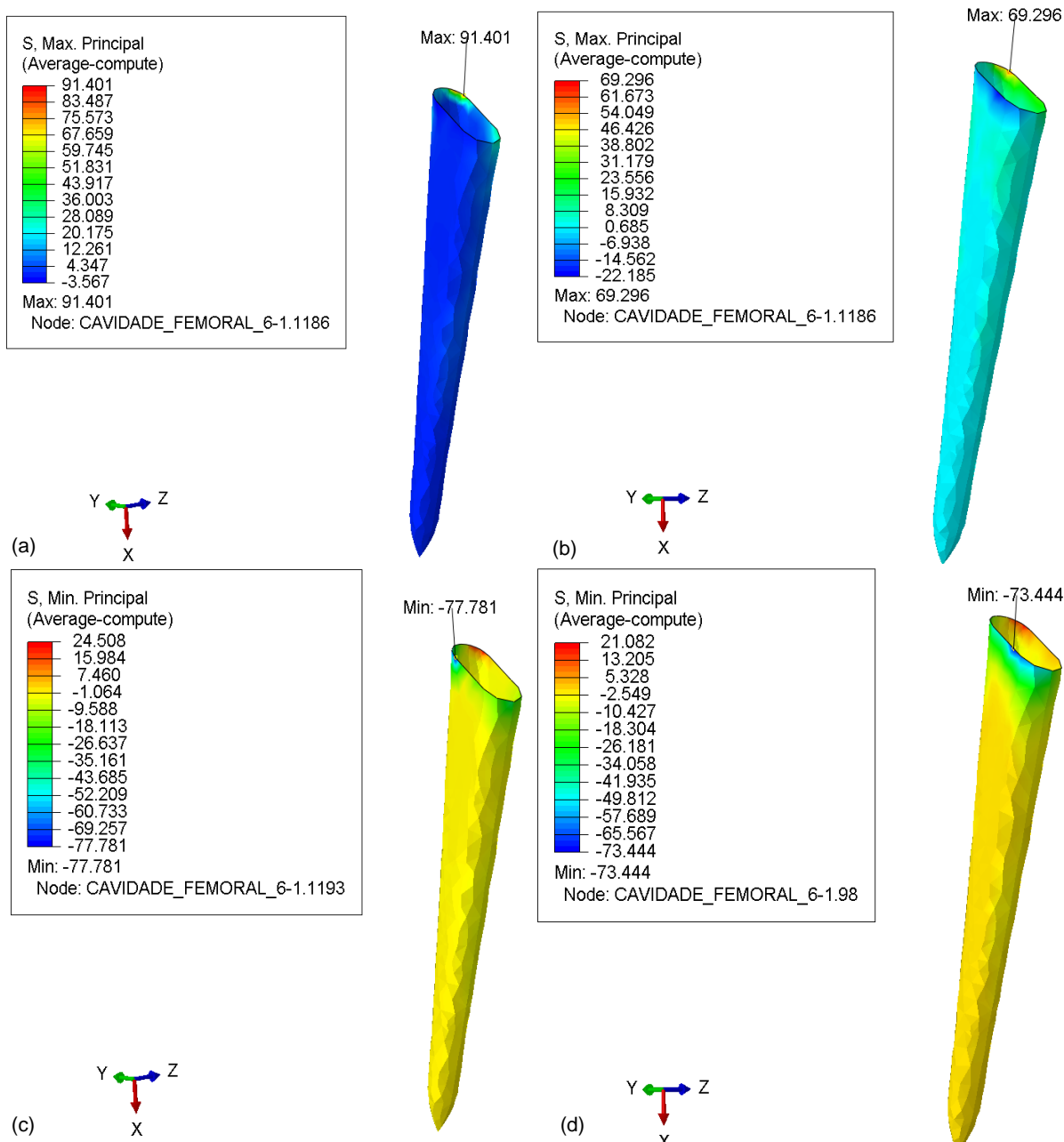
Legenda: divisão a partir das zonas de Gruen (a), vista anteroposterior do fêmur com distribuição de densidades inicial (b) e final (c) e gráficos de ganho/perda de massa óssea referentes a uma análise de 10 (dez) anos (d).

Com a modificação da geometria, o campo de tensões também é modificado. Através da distribuição de densidades (FIGURA 5.12b) é possível verificar o comportamento deste campo e o que é causado ao tecido hospedeiro. A primeira consideração é quanto a região proximal, sendo esta muito mais solicitada.

Com a redução da seção transversal do pescoço da prótese, a tendência é de que haja uma maior transmissão de tensões ao tecido na porção proximal do osso. Este fato é comprovado através da formação de tecido com densidade cortical nas regiões em torno da prótese, próximas ao corte efetuado no colo femoral, para instalação do componente. A segunda modificação é quanto ao efeito de *stress shielding* moderado causado ao longo do comprimento da haste, o que causa uma maior manutenção de tecido hospedeiro. Os maiores níveis de tensões de tração e compressão (FIGURA 5.13FIGURA 5.13) encontrados na interface ocorrem na região proximal. Porém, com a utilização de um componente menor, há uma maior transmissão de cargas ao tecido de interface osso/prótese do que quando comparado à primeira prótese.

Além das modificações decorrentes da alteração do modelo da prótese, algumas características permanecem inalteradas. A primeira é ainda quanto às tensões ocorrentes. Para esta geometria, apesar das intensidades serem maiores, o tecido ósseo não falha para nenhum dos esforços verificados (tensões máximas de tração e compressão). A segunda é quanto ao comportamento dos gráficos de ganho/perda de massa óssea ao longo da análise, os quais possuem maior variação ao término do segundo ano de análise (KWON et al., 2013; SCANELL e PRENDERGAST, 2009; HERRERA et al., 2008; JAKE e SCOTT, 1996), tornando-se constante após o período. Este último é esperado devido à utilização do mesmo modelo de R.O. aplicado a geometria anterior.

FIGURA 5.13: NÍVEIS DE TENSÕES (MPa) MÁXIMA DE TRAÇÃO E COMPRESSÃO, PARA A PRÓTESE CONFECCIONADA COM A LIGA F90

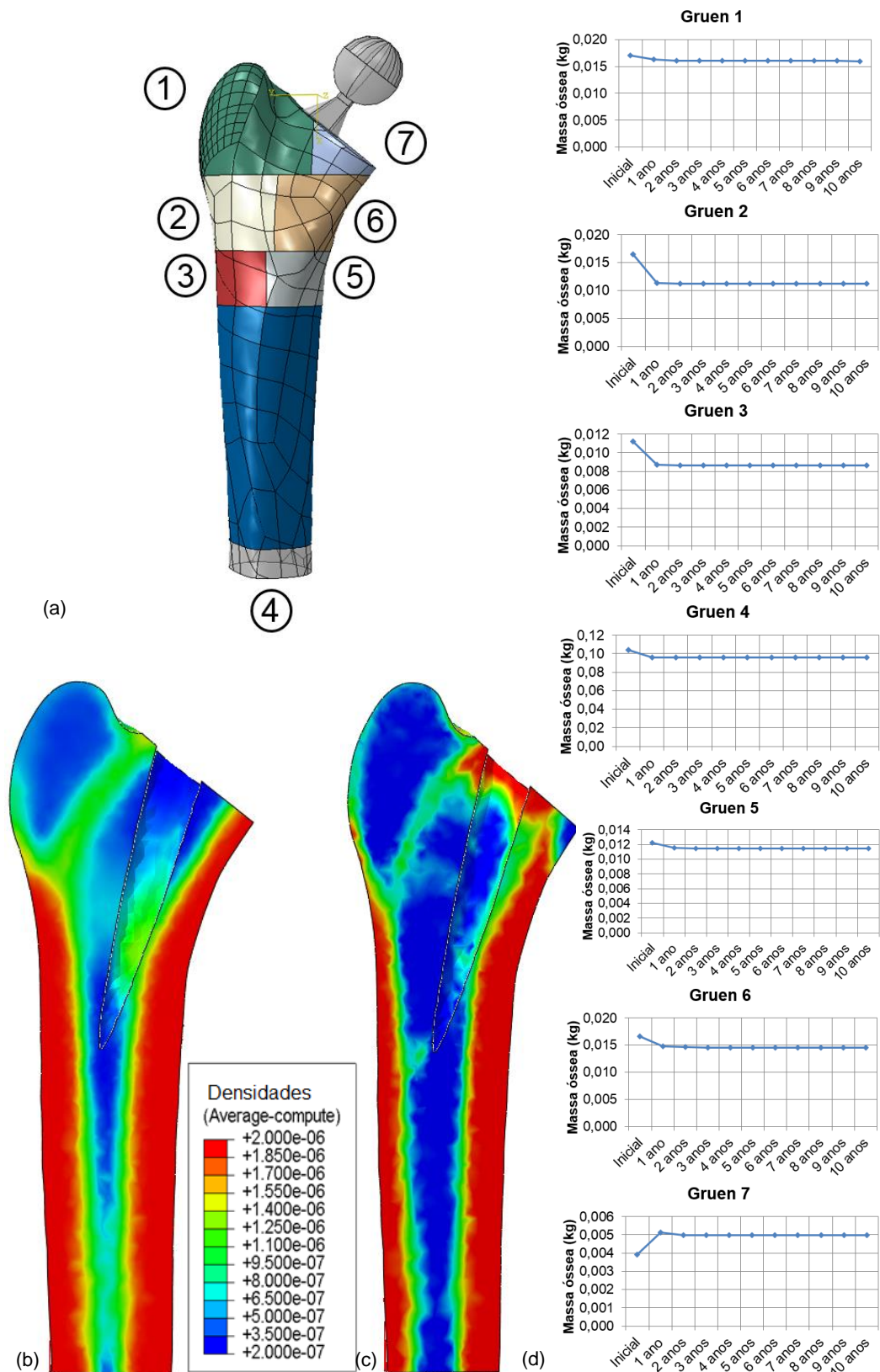


Legenda: Tensao máxima de tração (a-b) e mínima (c-d) encontrados no início (a-c) e término (b-d) da análise.

5.3.2.2 Liga de titânio F136

O segundo material aplicado é a liga F136. A distribuição de densidades após 10 (dez) anos da instalação do componente é apresentada na FIGURA 5.14c. Também são apresentados os gráficos de perda/ganho de massa óssea (FIGURA 5.14d) conforme sua zona de Gruen (FIGURA 5.14a).

FIGURA 5.14: DISTRIBUIÇÃO DE DENSIDADES (KG/MM³) REFERENTE AO MODELO ISOTRÓPICO DE STANFORD APÓS A INSTALAÇÃO DA PRÓTESE DE SEÇÃO VARIÁVEL CONFECCIONADA COM O MATERIAL F136



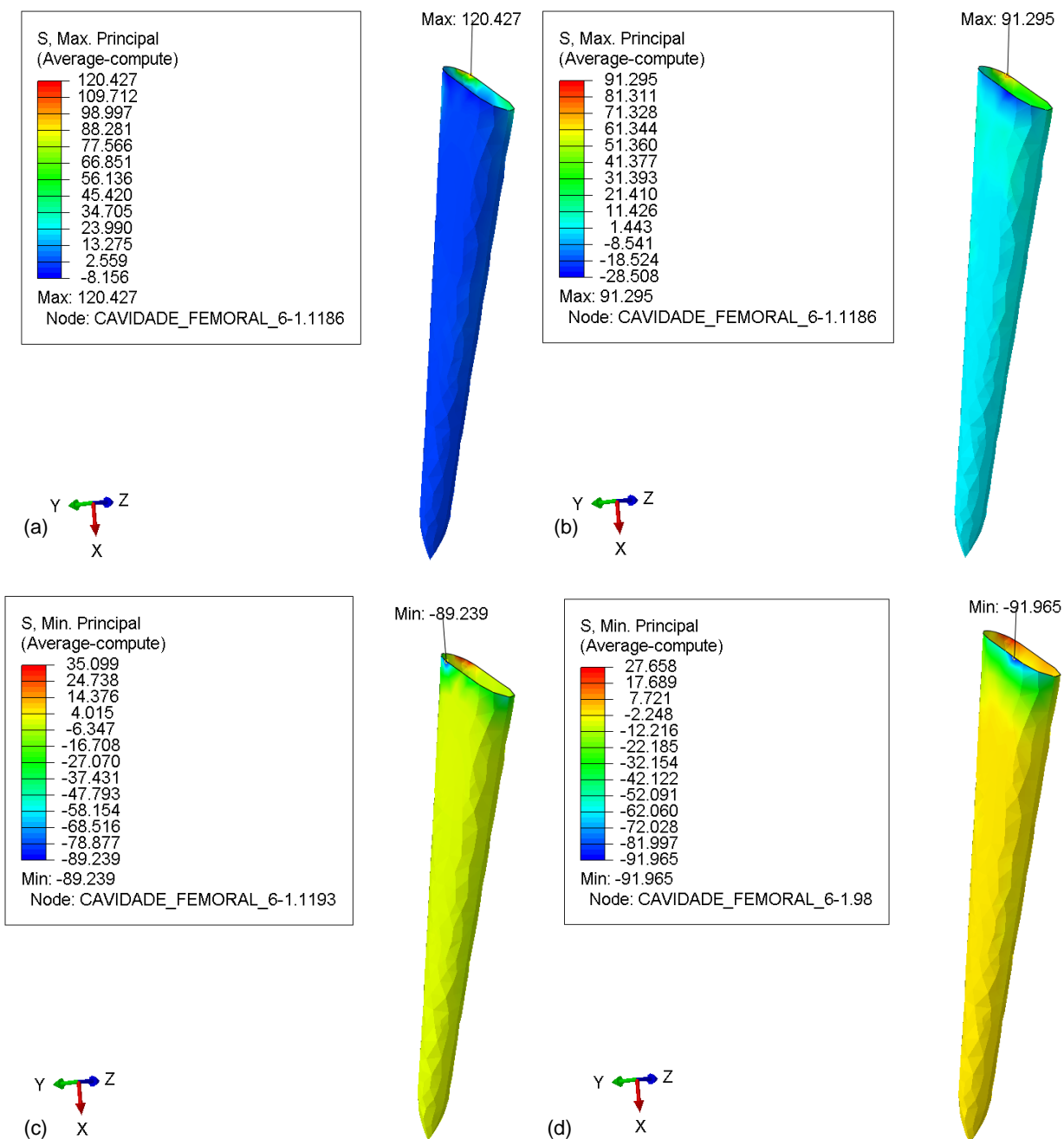
Legenda: divisão a partir das zonas de Gruen (a), vista anteroposterior do fêmur com distribuição de densidades inicial (b) e final (c) e gráficos de ganho/perda de massa óssea referentes a uma análise de 10 (dez) anos (d).

A distribuição de densidades apresenta o mesmo comportamento para com a liga F90. O nível de *stress shielding* é menor devido a maior transmissão de carregamento do tecido ósseo, principalmente na porção proximal de fêmur. Ocorre reabsorção óssea cortical leve nas porções lateral e medial, atrofia do calcar em nível grave na sua porção medial, sendo que esta chega ao mínimo de densidade óssea. Há a formação de tecido na direção do carregamento compressivo aplicado sobre o componente, como pode ser visualizado na FIGURA 5.14d. A zona 4 de Gruen apresenta perda de densidade óssea, da mesma forma que para a liga F90. Os gráficos de perda/ganho acompanham o comportamento das demais análises realizadas, onde ocorrem as maiores variações até o término do segundo ano de análise e, então, tornando-se praticamente constante até o décimo ano.

Três sinais são marcantes na distribuição para o segundo modelo de prótese. O primeiro é quanto a formação de tecido com densidade cortical na região proximal. O segundo é a reabsorção óssea causada na porção medial do calcar. Por fim, não ocasionando a formação do pedestal ósseo na zona 4 como um todo, ocorrendo maiores níveis de reabsorção óssea do que formação. Para a liga F136, o primeiro sinal possui maior intensidade e a reabsorção óssea na porção medial do calcar ocorre de uma maneira mais amena quando comparado ao primeiro material. A maior flexibilidade do material favorece a transmissão dos esforços ao tecido hospedeiro na região proximal, tornando a região mais fortificada devido ao aumento da densidade. Desta forma, a zona 4 de Gruen não é tão solicitada, o que gera uma reabsorção óssea na região.

As máximas tensões de tração e compressão são apresentadas na FIGURA 5.15. Nesta, pode-se visualizar a ocorrência de tensões com intensidades maiores na região proximal do fêmur, quando comparada à liga F90 (FIGURA 5.15), favorecendo a formação de tecido com densidade cortical. Porém, para este material, o limite de resistência do tecido trabecular é atingindo, fazendo com que o mesmo falhe. Assim, este material fica impossibilitado de ser utilizado para esta prótese.

FIGURA 5.15: NÍVEIS DE TENSÕES (MPa) MÁXIMA DE TRAÇÃO E COMPRESSÃO, PARA A PRÓTESE CONFECCIONADA COM A LIGA F136



Legenda: Tensao máxima de tração (a-b) e mínima (c-d) encontrados no início (a-c) e término (b-d) da análise.

5.3.2.3 Material virtual

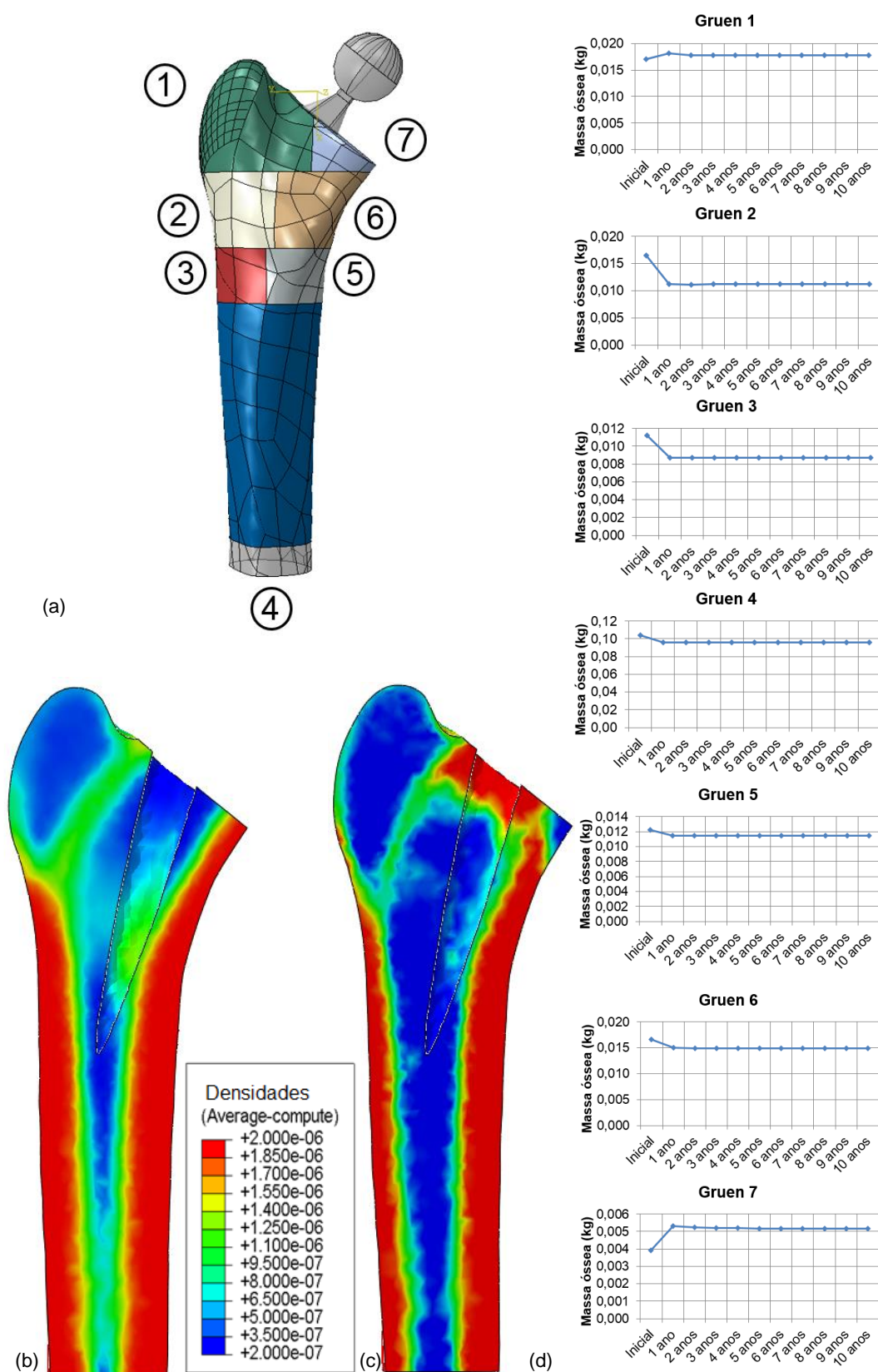
O último material analisado é o virtual, o qual possui a maior flexibilidade entre os materiais analisados. Os resultados para uma análise de acompanhamento de um período de 10 (dez) anos após a instalação da prótese com seção transversal variável, são apresentados na FIGURA 5.16.

Na distribuição de densidades (FIGURA 5.16c) é possível observar a maior transmissibilidade que um material mais flexível pode causar. Para este componente, tal transmissão chega a fazer com que a zona 1 de Gruen tenha um ganho de massa, como pode ser visto no seu respectivo gráfico de ganho/perda (FIGURA 5.16d). Ocorre reabsorção óssea cortical na porção lateral e de maneira mais amena, na porção medial. Para este material, as zonas 1, 2 e 3 possuem pontos de reabsorção menores que quando comparados aos outros materiais utilizados. Na zona 4, ocorre uma pequena variação de massa óssea, ocasionando na não formação do pedestal ósseo, bem como para os outros materiais. Porém há deposição de material na direção do carregamento compressivo que ocorre na cabeça femoral da prótese.

Os gráficos de tendência de ganho/perda de massa óssea (FIGURA 5.16d) apresentam o mesmo comportamento das demais análises, onde ocorre grande variação de massa óssea até o término do segundo ano de análise. Após este período, a variação apresenta um comportamento praticamente estável até o final do tempo analisado.

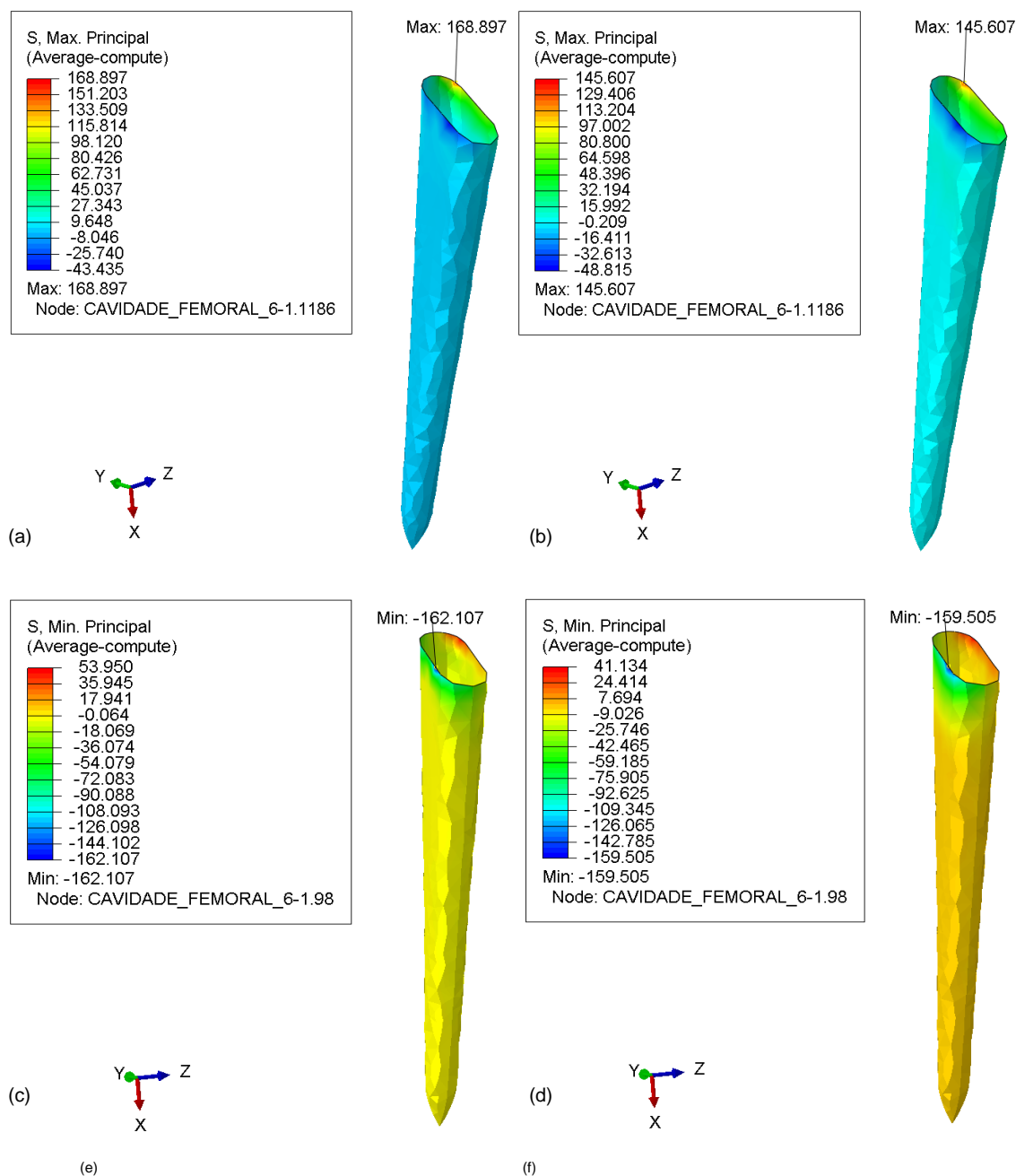
Bem como para os outros materiais analisados, os maiores níveis de tensão máxima e mínima acontecem na região proximal da interface osso/prótese (FIGURA 5.17). Pode-se notar que o material com maior flexibilidade, favorece a transmissão do carregamento. Porém, tanto o nível de compressão como o de tração máxima ocorrido no início da análise, fazem com que o limite de resistência dos tecidos trabecular e cortical falhem, respectivamente. Desta forma, bem como a liga F136, o material virtual não é apto para ser utilizado para esta aplicação.

FIGURA 5.16: DISTRIBUIÇÃO DE DENSIDADES (KG/MM³) REFERENTE AO MODELO ISOTRÓPICO DE STANFORD APÓS A INSTALAÇÃO DA PRÓTESE DE SEÇÃO VARIÁVEL CONFECCIONADA COM O MATERIAL VIRTUAL



Legenda: divisão a partir das zonas de Gruen (a), vista anteroposterior do fêmur com distribuição de densidades inicial (b) e final (c) e gráficos de ganho/perda de massa óssea referentes a uma análise de 10 (dez) anos (d).

FIGURA 5.17: NÍVEIS DE TENSÕES (MPa) MÁXIMA DE TRAÇÃO E COMPRESSÃO, PARA A PRÓTESE DE SEÇÃO VARIÁVEL CONFECCIONADA COM O MATERIAL VIRTUAL

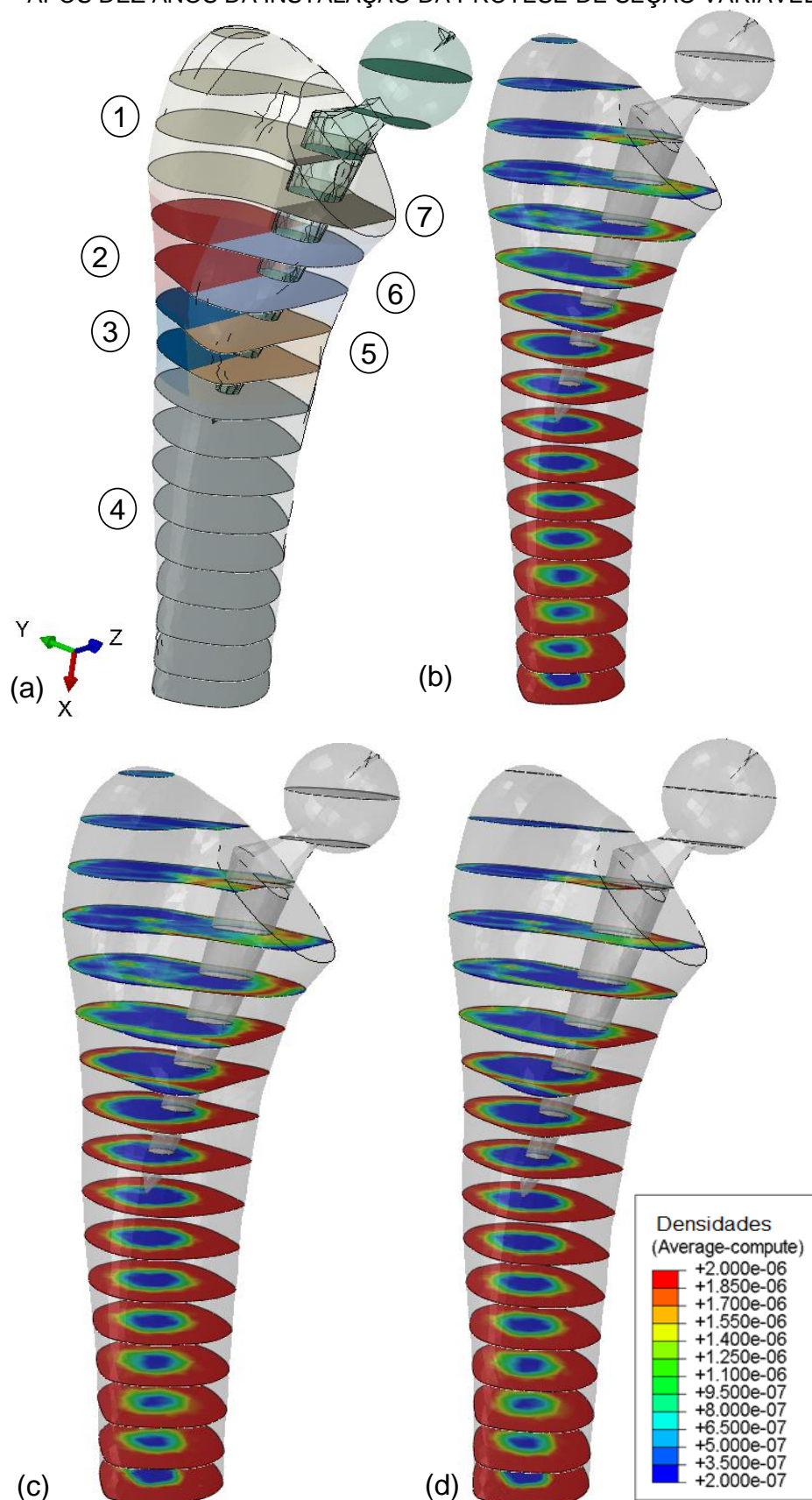


Legenda: Tensão máxima de tração (a-b) e mínima (c-d) encontrados no início (a-c) e término (b-d) da análise.

5.3.2.4 Comparação entre os materiais utilizados

As variações na distribuição de densidades para os dois materiais metálicos, podem ser visualizadas nas seções transversais ao longo do fêmur na FIGURA 5.18 e, numericamente, na TABELA 5.6. Pode-se notar através da Figura a maior transmissibilidade de esforços para os materiais mais flexíveis.

FIGURA 5.18: DISTRIBUIÇÃO DE DENSIDADES (KG/MM³) DIVIDIDA EM SEÇÕES TRANSVERSAIS APÓS DEZ ANOS DA INSTALAÇÃO DA PRÓTESE DE SEÇÃO VARIÁVEL



Legenda: zonas de Gruen definidas no fêmur (a), prótese com a liga F90 (b), liga F136 (c) e material virtual (d).

TABELA 5.6: VARIAÇÃO DA MASSA ÓSSEA (%) PARA OS MATERIAIS APLICADOS À PRÓTESE DE SEÇÃO VARIÁVEL.

Zona de Gruen	Cr-Co-W-Ni (F90)	Ti-6Al-4V (F136)	Virtual
1	-12,3	-6,0	4,2
2	-33,7	-32,1	-32,3
3	-24,0	-23,5	-22,7
4	-7,7	-7,7	-7,8
5	-5,7	-5,9	-6,5
6	-13,6	-12,6	-10,9
7	18,7	26,3	31,7

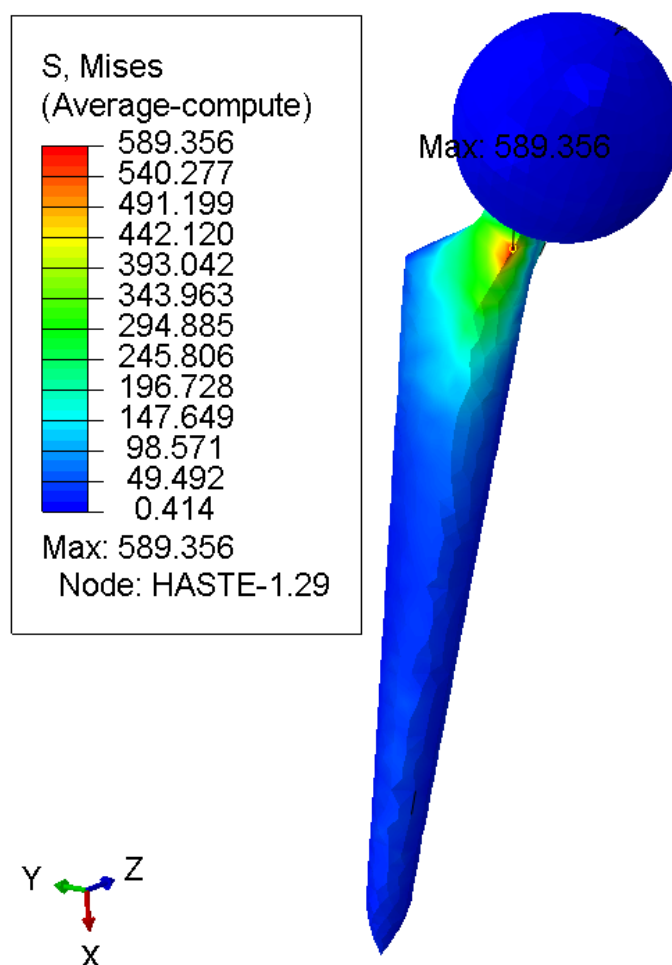
A segunda geometria causa reabsorção óssea ao longo de toda a distribuição, porém causa uma maior manutenção do que a primeira geometria. Isto se dá pela sua maior transmissibilidade ao longo de toda a interface. Efeitos como reabsorção óssea cortical são bem menores já para a liga F90 que é o material mais rígido avaliado. Acontece atrofia do calcar somente na porção medial da zona 7. A geometria da prótese favorece a transmissão de esforços na região proximal do fêmur. Porém o tecido ósseo hospedeiro na interface osso/prótese falha para o componente confeccionado com a liga F136 e o material virtual. O efeito de *stress shielding* causado pode ser classificado como leve-moderado para os três materiais avaliados (FIGURA 2.15d).

5.3.2.5 Campo de tensões ocorrente na prótese

O segundo aspecto avaliado é quanto as tensões ocorrentes no material da prótese, visto que esta é carregada através de esforços de flexão e compressão, além de estar sujeita à falha por fadiga ao longo do tempo. A FIGURA 5.19 apresenta o campo de tensões de von Mises (MPa) para o máximo esforço encontrado na análise. As propriedades mecânicas são as mesmas apresentadas na FIGURA 5.19 para os materiais metálicos e o material virtual. Os limites de escoamento para os materiais não são atingidos, resultando em fatores de segurança de 2,72 e 1,76 para as liga F90 e F136 respectivamente. Já para o material virtual, o limite de escoamento é atingido facilmente, resultante em um FS de 0,16. Mesmo este favorecendo a transmissão de esforços, suas propriedades mecânicas não o habilitam a ser empregado à prótese em questão. Para o limite de resistência à fadiga, as tensões encontradas na análise ultrapassam tal limite para a liga F90, ocorrendo assim, a falha do componente. O limite de fadiga não é estimado para o material virtual. Além da

falha por escoamento, o material virtual e, também, a liga F136, causam a falha no tecido hospedeiro na região proximal da interface osso/prótese, tornando-os, inaptos para serem utilizados para a corrente aplicação. Para a segunda prótese, nenhum dos três materiais está apto para ser aplicado.

FIGURA 5.19: CAMPO DE TENSÕES DE VON MISES (MPa) OCORRENTE NA PRÓTESE COM SEÇÃO VARIÁVEL



5.4 MODELO ANISOTRÓPICO DE REMODELAÇÃO ÓSSEA

Nesta seção são apresentados os resultados para o modelo anisotrópico de R.O. de Stanford para as próteses de Chanrley e de seção variável.

5.4.1 Prótese Total de Quadril de Chanrley

A análise é iniciada após a instalação da prótese apresentado na FIGURA 4.2b e posterior recuperação da distribuição de densidades. São utilizados os três

materiais utilizados para as análises com o modelo isotrópico de remodelação (F90, F136 e virtual). Considera-se que existe adesão completa na interface osso/prótese. A análise é realizada para um período de 10 (dez) anos após a instalação da prótese.

5.4.1.1 Liga de Cr-Co-W-Ni F90

A distribuição de densidades referente ao processo de R.O. após 10 (dez) anos da instalação da prótese de Chanrley e confeccionada com a liga F90 é apresentada na FIGURA 5.20c. Nesta, também são apresentados os gráficos de ganho e perda de massa óssea (kg) para o período analisado (FIGURA 5.20d) para cada zona de Gruen (FIGURA 5.20a). A distribuição de densidades (FIGURA 5.20c) apresenta a ocorrência reabsorção cortical moderada na porção distal da zona 1 e na zona 2 de Gruen como um todo, referente ao efeito de *stress shielding*. A maior rigidez do material acaba resultando na não distribuição dos esforços em sua totalidade, junto ao tecido hospedeiro, como visto para o caso do modelo de R.O. isotrópico. Há também, a ocorrência de atrofia no calcar (zona 7 de Gruen) e a formação do pedestal do pedestal ósseo (zona 4) e manutenção da massa óssea nas regiões 3 e 5, referentes a patê distal do fêmur.

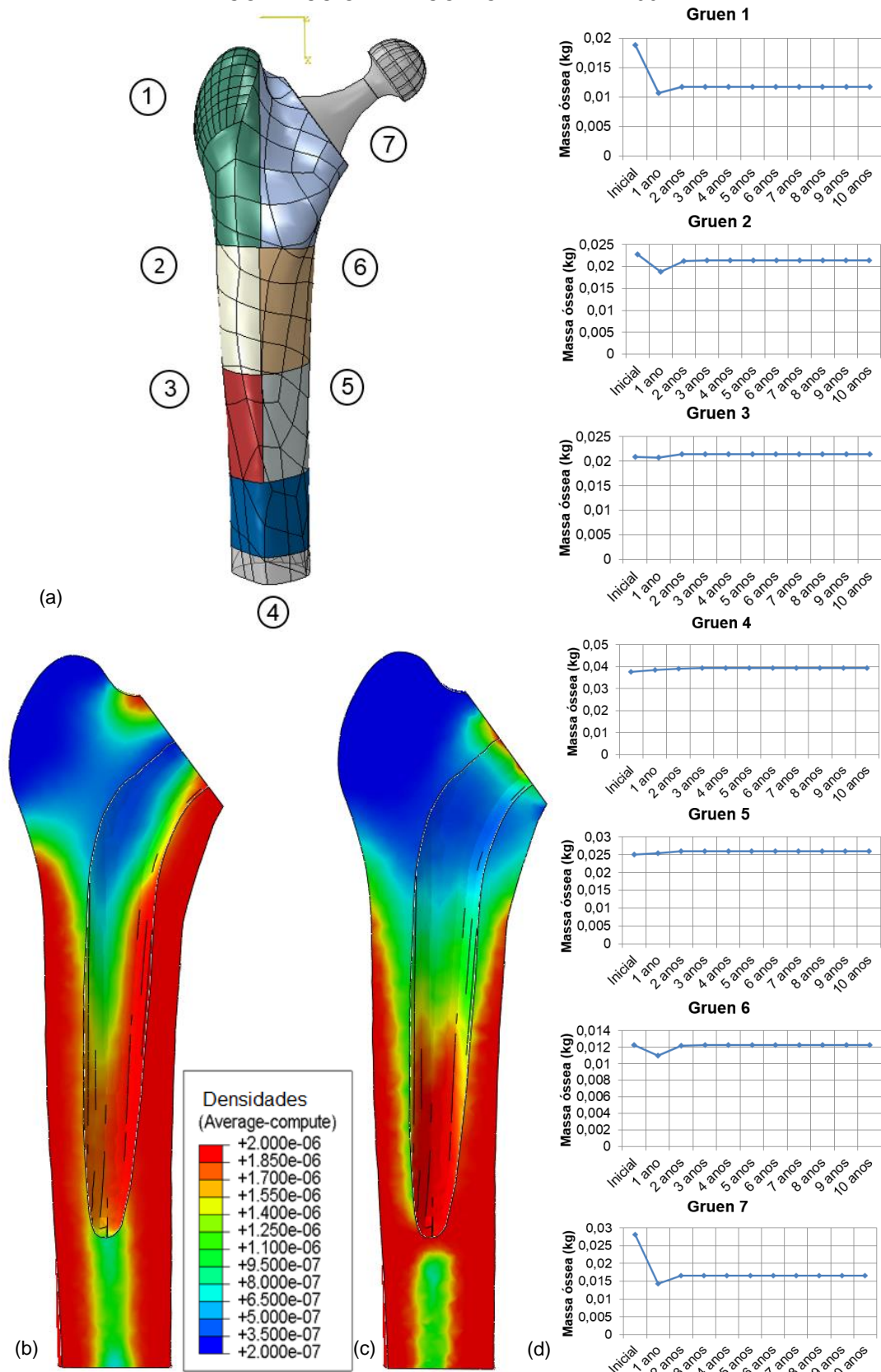
Pelos gráficos de ganho/perda de massa óssea (FIGURA 5.20c), pode-se perceber que a maior variação de massa óssea ocorre até o término do segundo ano da análise, possuindo maior intensidade ao final do primeiro. Esta variação assume comportamento praticamente constante, resultando em uma distribuição de equilíbrio de densidades após o período. Este fenômeno também é encontrado nos estudos numéricos apresentados por Herrera et al. (2008), Scanell e Prendergast (2009) e Kwon et al. (2013) e, clinicamente, por Jake e Scott (1996).

As tensões decorrentes dos esforços não agredem os limites de resistência do tecido trabecular e cortical (TABELA 4.3), para os esforços de tração como de compressão, como pode ser visualizado pelos valores apresentados na TABELA 5.7.

TABELA 5.7: TENSÕES MÁXIMA E MÍNIMA NO TECIDO ÓSSEO PARA O MODELO COM PRÓTESE DE CHARLEY CONFECCIONADA COM A LIGA F90.

Região	Tração máxima (MPa)	Compressão máxima (MPa)
Interface	32,556	-26,576
Ao longo do fêmur	45,241	-53,387

FIGURA 5.20: DISTRIBUIÇÃO DE DENSIDADES (KG/MM³) REFERENTE AO MODELO ANISOTRÓPICO DE STANFORD APÓS A INSTALAÇÃO DA PRÓTESE DE SEÇÃO VARIÁVEL CONFECCIONADA COM O MATERIAL F90



Legenda: divisão a partir das zonas de Gruen (a), vista anteroposterior do fêmur com distribuição de densidades inicial (b) e final (c) e gráficos de ganho/perda de massa óssea referentes a uma análise de 10 (dez) anos (d).

5.4.1.2 Liga de titânio F136

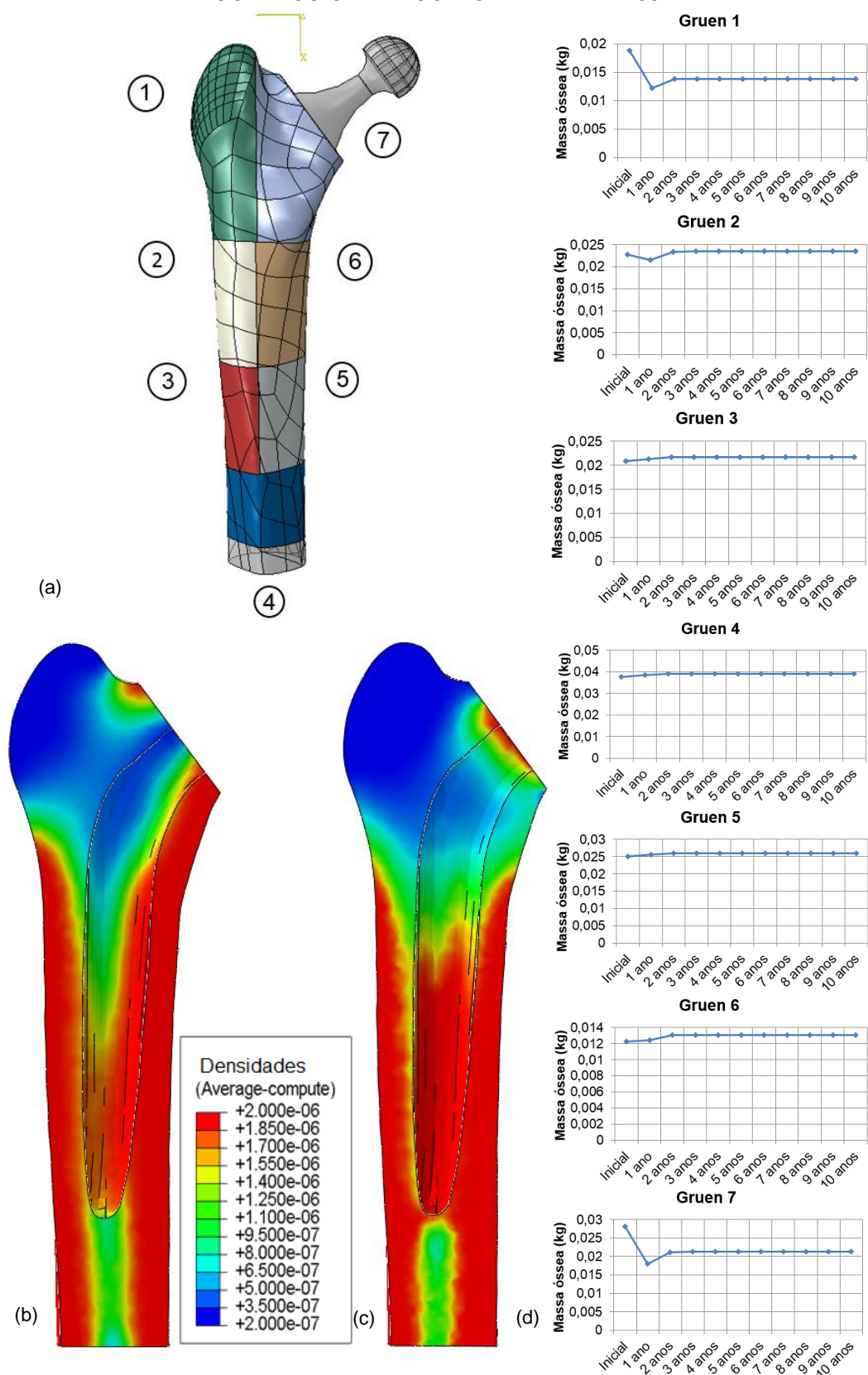
Os resultados para a análise considerando a prótese de Chanrley confeccionada com a liga de titânio F136 são apresentados na FIGURA 5.21. A vista anteroposterior contendo a distribuição (FIGURA 5.21c) apresenta a ocorrência de reabsorção óssea cortical na porção distal da zona 1 e proximal da de número 2. Grande parte da massa óssea para esta última zona é mantida, bem como para a zona de número 6, com pequena variação de massa positiva até o término do segundo ano de análise. Ocorre atrofia no calcar (zona 7). Os sinais radiológicos de Engh são visualizados nas zonas 3, 4 e 5, resultando na formação do pedestal para suporte das cargas de compressão sobre o componente. Na região de contato entre o pescoço da prótese e o corte realizado no colo femoral, ocorre manutenção e, posterior, formação de tecido com densidade cortical. Isto é devido à uma maior transmissibilidade de esforços na região, sendo este referente ao material da prótese, o qual possui uma menor rigidez quando comparado ao primeiro material utilizado.

Assim como na análise anterior, os gráficos de variação de ganho/perda de massa óssea (FIGURA 5.21d) apresentam maior variação nos dois primeiros anos, tomando-se constante após este período. Além disso, com a instalação de um componente confeccionado com um material mais flexível, o tecido ósseo tende a ter uma perda de massa óssea menor. Isto deve-se ao fato de uma melhor distribuição de tensões na região de interface entre osso e prótese, como pode ser visualizado, por exemplo, na zona 7 de Gruen na FIGURA 5.21c e, também, pelos valores de tensões apresentados na TABELA 5.8. A região de interface é bem mais solicitada, como pode ser visualizado nos valores de tensões, do que para um material mais rígido. Quanto aos níveis de resistência do tecido, bem como para a análise com a liga F90, as tensões encontradas não atingem os limites de resistência referentes as propriedades do material (TABELA 4.3), fazendo com este não falhe.

TABELA 5.8: TENSÕES MÁXIMA E MÍNIMA NO TECIDO ÓSSEO PARA O MODELO COM PRÓTESE DE CHARLEY CONFECCIONADO COM A LIGA F136.

Região	Tração máxima (MPa)	Compressão máxima (MPa)
Interface	28,263	-31,901
Ao longo do fêmur	45,236	-53,381

FIGURA 5.21: DISTRIBUIÇÃO DE DENSIDADES (KG/MM³) REFERENTE AO MODELO ANISOTRÓPICO DE STANFORD APÓS A INSTALAÇÃO DA PRÓTESE DE SEÇÃO VARIÁVEL CONFECCIONADA COM O MATERIAL F136



Legenda: divisão a partir das zonas de Gruen (a), vista anteroposterior do fêmur com distribuição de densidades inicial (b) e final (c) e gráficos de ganho/perda de massa óssea referentes a uma análise de 10 (dez) anos (d).

5.4.1.3 Material virtual

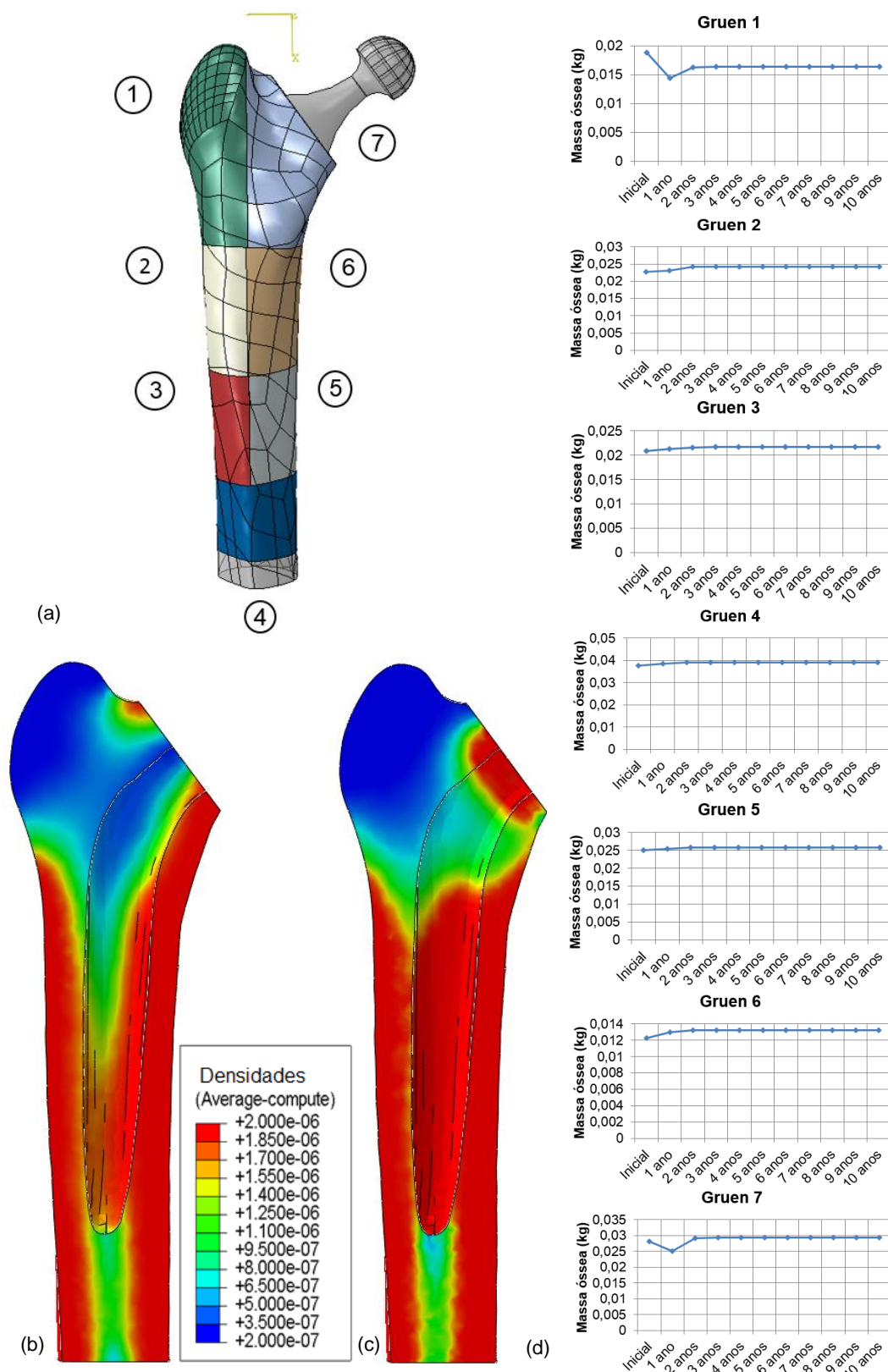
A distribuição de densidades após de 10 (dez) anos da instalação de uma prótese modelo Chanrley confeccionada a partir de um material virtual é apresentada na FIGURA 5.22c. Este resultado apresenta os menores níveis de *stress shielding* analisados no corrente trabalho. Ocorre reabsorção óssea somente no tecido hospedeiro na porção proximal do componente, ou seja, zonas 1 e 7 que compõem o calcar, sendo que para esta última, somente em sua porção distal. As zonas 2, 3, 4, 5 e 6 mantem seus níveis de densidade/massa óssea, para posteriormente, ter uma pequena variação positiva. O pedestal ósseo é formado nas zonas 3, 4 e 5, além da ocorrência de hipertrofia cortical endosteal na porção distal da zona 4. Assim como para a liga F136, há manutenção e posterior formação de densidade cortical na região de interface entre o pescoço da prótese e o corte no colo femoral. Isto evidencia que, com a utilização de materiais mais flexíveis, há uma maior transmissão de esforços na interface com o tecido hospedeiro (WEINANS et al., 1992). Os gráficos de ganho/perda de massa óssea (FIGURA 5.22c) seguem o mesmo comportamento dos materiais anteriores, onde há uma grande variação nos dois primeiros anos, tornando-se constante após o período (KWON et al., 2013; SCANELL e PRENDERGAST, 2009; HERRERA et al., 2008; JAKE e SCOTT, 1996).

Quanto as tensões (TABELA 5.9), estas também não ultrapassam os limites de resistência do tecido ósseo, tanto para o trabecular como para o cortical. Porém, para um material mais flexível, os níveis de tensão encontrados são maiores quando comparados aos outros materiais. Para este caso, as tensões máximas de compressão e tração são encontradas na interface e não em outros pontos do fêmur.

TABELA 5.9: TENSÕES MÁXIMA E MÍNIMA NO TECIDO ÓSSEO PARA O MODELO COM PRÓTESE DE CHARLEY CONFECCIONADO COM O MATERIAL VIRTUAL.

Região	Tração máxima (MPa)	Compressão máxima (MPa)
Interface	60,699	-51,476
Ao longo do fêmur	60,699	-53,377

FIGURA 5.22: DISTRIBUIÇÃO DE DENSIDADES (KG/MM³) REFERENTE AO MODELO ANISOTRÓPICO DE STANFORD APÓS A INSTALAÇÃO DA PRÓTESE DE SEÇÃO VARIÁVEL CONFECCIONADA COM O MATERIAL VIRTUAL



Legenda: divisão a partir das zonas de Gruen (a), vista anteroposterior do fêmur com distribuição de densidades inicial (b) e final (c) e gráficos de ganho/perda de massa óssea referentes a uma análise de 10 (dez) anos (d).

5.4.1.4 Comparação entre os materiais utilizados

O efeito de *stress shielding* do material utilizado para fabricação do componente, junto ao tecido, é avaliado através da porcentagem de variação de massa óssea término dos 10 (dez) anos de análise para cada zona de Gruen, apresentada na TABELA 5.10. A partir dos valores é possível perceber que a rigidez é de suma importância no processo. Materiais mais rígidos causam maiores níveis de reabsorção óssea na porção proximal do osso, enquanto que os mais flexíveis melhoram a transmissibilidade de esforços ao longo de todo o tecido hospedeiro.

A FIGURA 5.23 apresenta a distribuição de densidades para os três materiais analisados, sendo dividida por seções transversais ao longo do fêmur operado. Nesta pode-se notar os diferentes níveis de adaptação óssea em torno do componente instalado. Esta distribuição é referente ao término do décimo ano após a realização do procedimento cirúrgico.

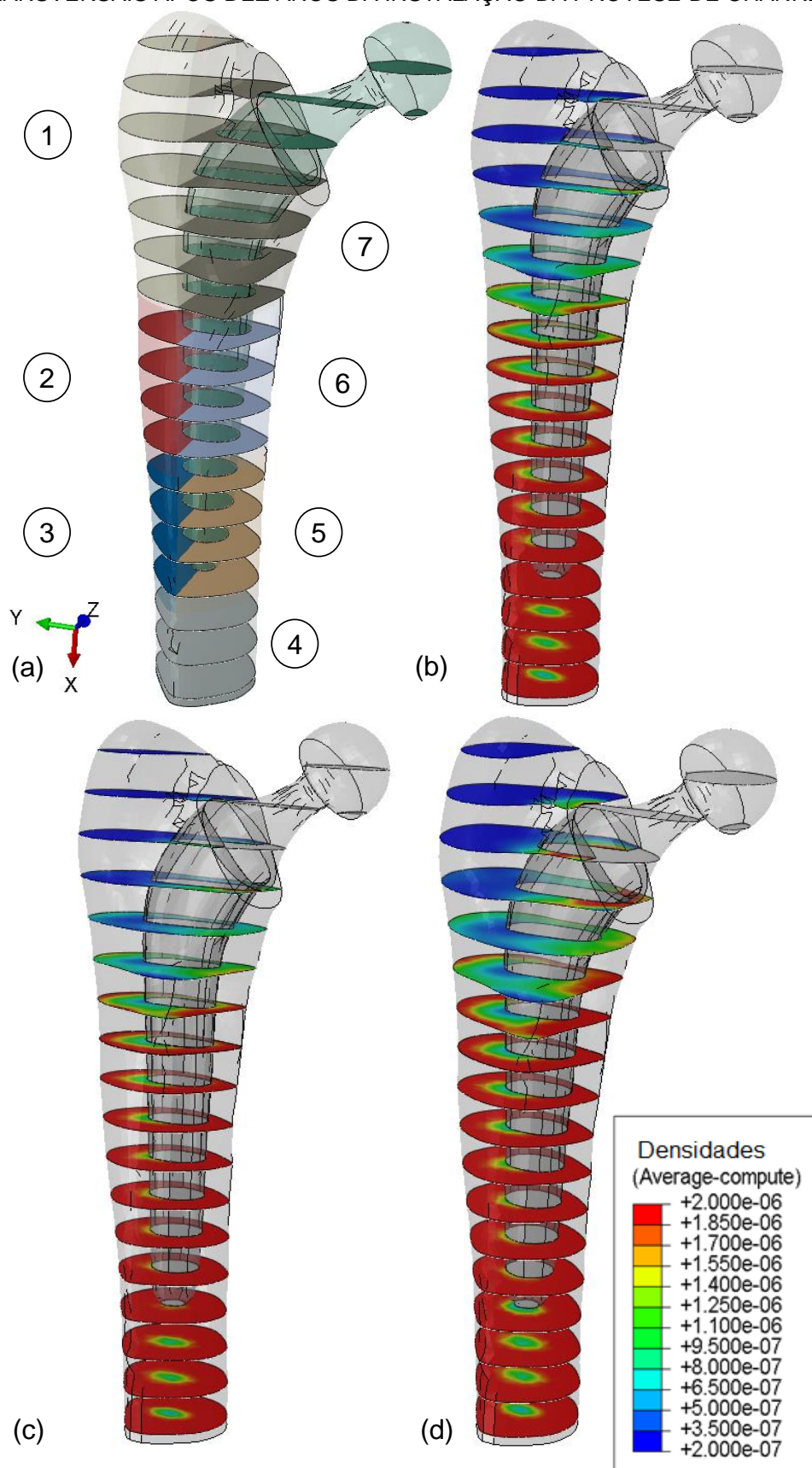
TABELA 5.10: VARIAÇÃO DA MASSA ÓSSEA (%) PARA OS MATERIAIS APLICADOS À PRÓTESE DE CHANRLEY

Zona de Gruen	Cr-Co-W-Ni (F90)	Ti-6Al-4V (F136)	Material Virtual
1	-37,6	-26,6	-13,0
2	-6,0	3,2	6,2
3	2,7	3,9	3,4
4	4,1	4,0	3,9
5	3,6	3,7	3,0
6	-0,4	6,6	8,0
7	-40,6	-24,4	4,7

OS CAMPOS DE TENSÕES PARA A REGIÃO DE INTERFACE OSSO/PRÓTESE PARA CADA MATERIAL É APRESENTADO NA

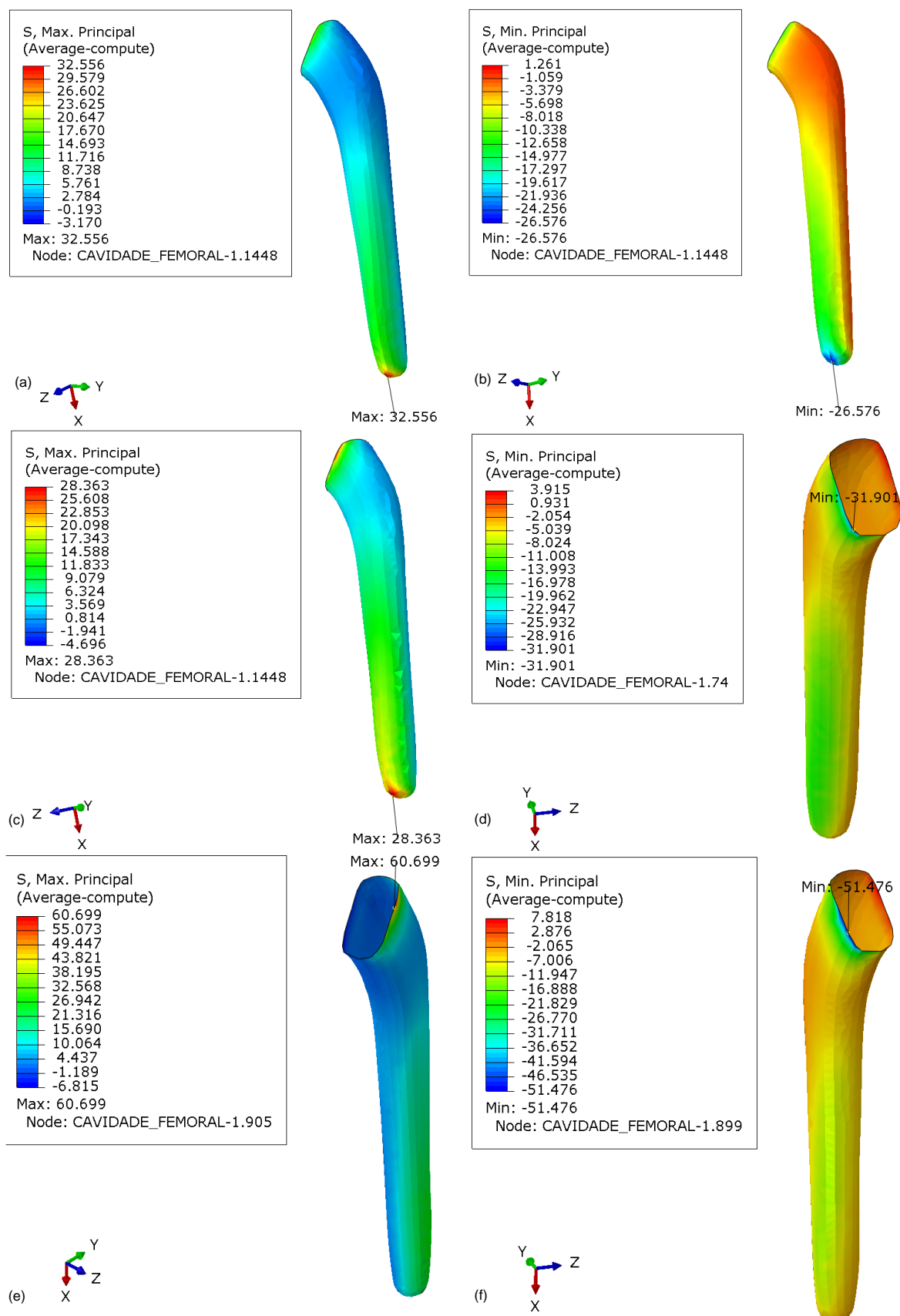
FIGURA 5.24. Pode-se notar que materiais mais flexíveis tendem a transmitir os esforços diretamente para o calcar, enquanto que os mais rígidos transmitem as cargas em níveis bem menores. Além disso, as máximas intensidades ocorrem de tensões na região distal da haste femoral. Isto comprova a afirmação de que a formação do pedestal ósseo na zona 4 de Gruen, ocorre em níveis maiores para biomateriais com maior rigidez (TABELA 5.10).

FIGURA 5.23: DISTRIBUIÇÃO DE DENSIDADES (KG/MM³) DIVIDIDA EM SEÇÕES TRANSVERSAIS APÓS DEZ ANOS DA INSTALAÇÃO DA PRÓTESE DE CHANRLEY



Legenda: zonas de Gruen definidas no fêmur (a), prótese com a liga F90 (b), liga F136 (c) e material virtual (d).

FIGURA 5.24: NÍVEIS DE TENSÕES (MPa) MÁXIMA DE TRAÇÃO E COMPRESSÃO, PARA A PRÓTESE DE CHANRLLEY



Mesmo que o tecido ósseo não falhe ao longo da análise, a instalação de um componente junto ao tecido causa modificações na distribuição de densidades. Pode-se notar que devido à rigidez, pode-se ocorrer ou não reabsorção ou formação óssea para a mesma região. O melhor caso foi para o material virtual, o qual interferiu de uma maneira mais amena que quando comparado aos materiais metálicos. Sua flexibilidade permitiu grande transmissão em toda a região de interface. Utilizando os critérios de Engh, apresentados por Boschin e Alencar (2007), as distribuições de densidades podem ser classificadas como leve para o material virtual, moderada para a liga F136 e moderada-grave para a F90. Estes níveis correspondem a pelo menos 1, 5 e 8 sinais de reabsorção óssea (FIGURA 2.15d).

5.4.1.5 Campo de tensões ocorrente na prótese

O outro aspecto avaliado aos níveis de tensões produzidos no componente femoral. Bem como para o caso do modelo de R.O. isotrópico, avaliam-se as propriedades referentes ao escoamento e ao limite de resistência à fadiga. As propriedades referentes aos materiais utilizados são apresentadas na TABELA 5.11. O campo de tensões de von Mises ocorrido na prótese é o mesmo que o apresentado na FIGURA 5.11, sendo este com valor de tensão máxima no valor de 196.438 MPa.

TABELA 5.11: LIMITES DE RESISTÊNCIA DOS MATERIAIS UTILIZADOS

Material	Tensão de escoamento (MPa)	Tensão limite de resistência à fadiga (10 ⁷ ciclos)
Cr-Co-W-Ni (F90)	1606	586
Ti-6Al-4V (F136)	1034	620-689
Virtual	100	Não estimado

O limite de escoamento dos materiais metálicos não é atingido, resultando em FS de 8.17 e 5.26 para a liga F90 e F136 respectivamente. A outra propriedade verificada é quanto ao limite de resistência à fadiga do material. Da mesma maneira que para o escoamento, os materiais metálicos não falham. Já o material virtual falha devido as tensões ocorrentes no componente. O fator de segurança gerado para este material é 0.51, evidenciando que não há possibilidade de utilização para a função estudada.

5.4.2 Prótese Total de Quadril com Seção Variável

Nesta seção são apresentados os resultados referentes a instalação da prótese de seção variável, utilizando o modelo de R.O. anisotrópico de Stanford. Para avaliação deste componente são utilizadas as ligas metálicas Cr-Co-W-Ni (liga F90) e Ti-6Al-4V (F136) e o material virtual, o qual é mais flexível. Como em todos os casos analisados, a interface osso/prótese é considerada com adesão total, após o processo de osseointegração.

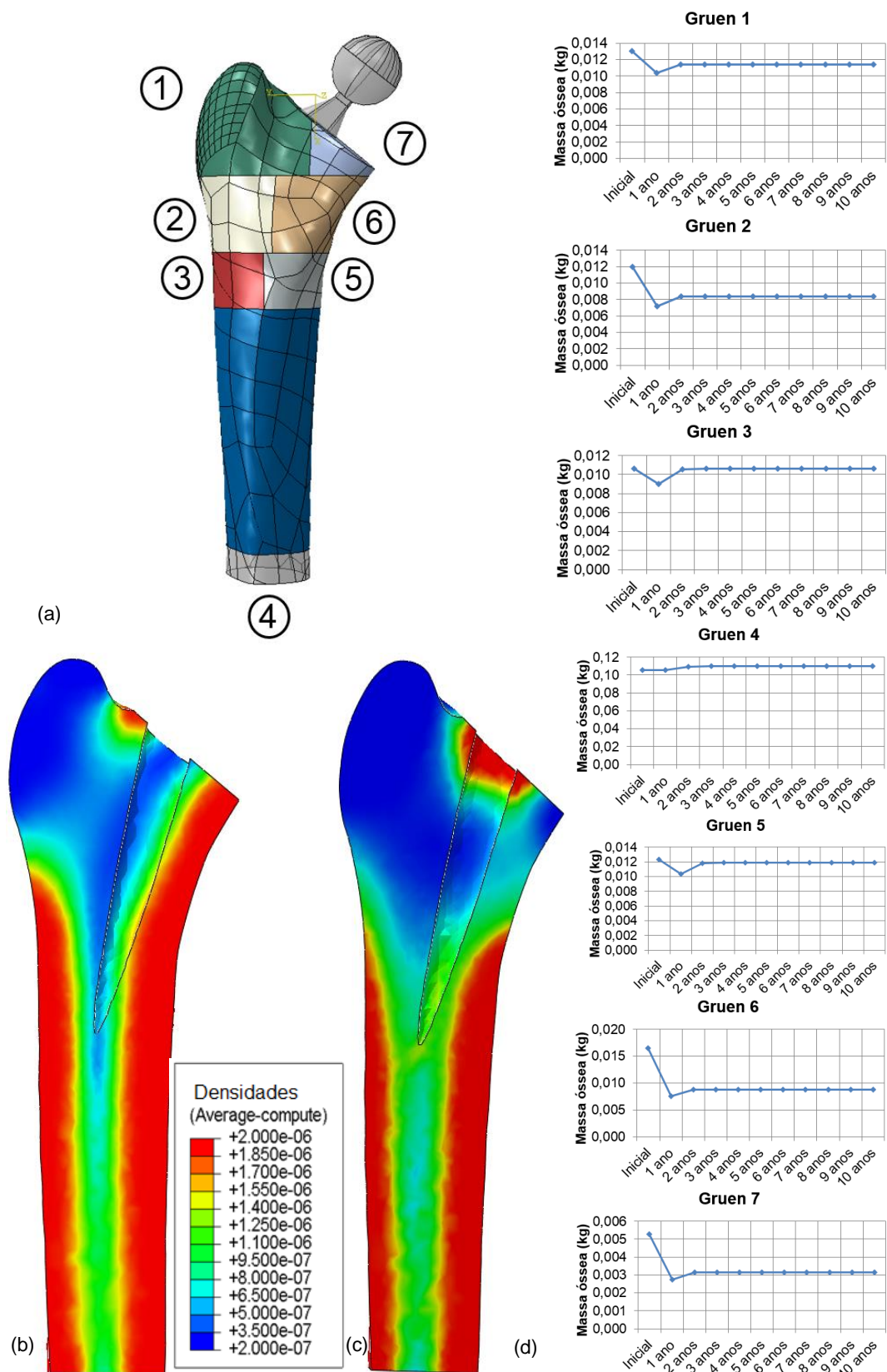
5.4.2.1 Liga de Cr-Co-W-Ni F90

O primeiro material analisado é a liga F90. A distribuição de densidades resultante após 10 (dez) anos da instalação da prótese é apresentada na FIGURA 5.25c, bem como os gráficos de comportamento de perda/ganho de massa óssea (FIGURA 5.25c), conforme cada zona de Gruen (FIGURA 5.25a). A distribuição de densidades apresenta reabsorção óssea em nível grave no córtice lateral (zona 2 de Gruen) e no medial (zona 6). Há atrofia do calcar (zona 7) também em nível grave, chegando ao nível mínimo de densidade na porção medial desta região. Com o encurtamento do comprimento e da seção transversal da prótese, há uma maior transmissão de carregamento na região proximal, como pode ser visualizado na distribuição de densidades (FIGURA 5.25c). Na zona 4 há uma pequena variação positiva, como a tendência de deposição de matéria na direção do carregamento compressivo. Nas demais regiões na porção distal (3 e 5), há manutenção da massa óssea.

Os gráficos de ganho/perda de massa ao longo do osso (FIGURA 5.25d) apresentam o mesmo comportamento visto anteriormente, ou seja, de variação até o final do segundo ano, tornando-se praticamente constante até o término da análise.

Para esta prótese em relação ao modelo de Chanrley, 2 (dois) sinais são visualizados. O primeiro é quanto ao nível de *stress shielding* na porção proximal-média do fêmur. Esta geometria ocasiona altos níveis de reabsorção óssea, podendo causar a soltura do componente. O segundo é quanto a maior transmissão de esforços na região do corte realizado no osso para instalação do componente (FIGURA 5.26). Pode-se ver que o encurtamento do comprimento e seção transversal, favorecem uma maior transmissão de carregamentos para aquela região.

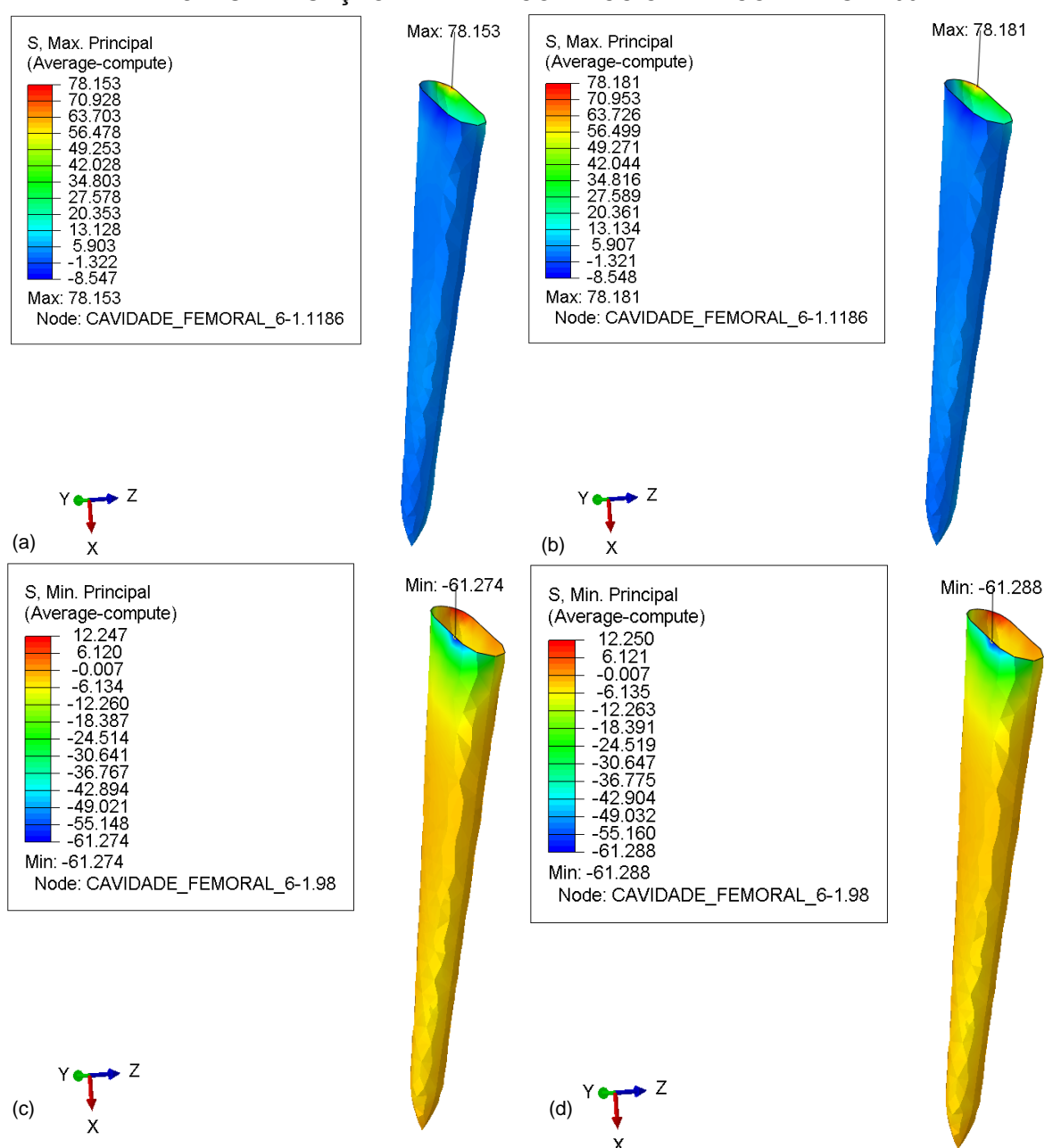
FIGURA 5.25: DISTRIBUIÇÃO DE DENSIDADES (KG/MM³) REFERENTE AO MODELO ANISOTRÓPICO DE STANFORD APÓS A INSTALAÇÃO DA PRÓTESE DE SEÇÃO VARIÁVEL CONFECCIONADA COM O MATERIAL F90



Legenda: divisão a partir das zonas de Gruen (a), vista anteroposterior do fêmur com distribuição de densidades inicial (b) e final (c) e gráficos de ganho/perda de massa óssea referentes a uma análise de 10 (dez) anos (d).

Além das modificações decorrentes da alteração do modelo da prótese, algumas características permanecem inalteradas. A primeira é ainda quanto às tensões ocorrentes. Para esta geometria, o tecido ósseo não falha para nenhum dos esforços verificados (tensões máximas de tração e compressão). A segunda é quanto ao comportamento dos gráficos de ganho/perda de massa óssea, os quais possuem maior variação ao término do segundo ano de análise, tornando-se constante após o período.

FIGURA 5.26: NÍVEIS DE TENSÕES (MPA) MÁXIMA DE TRAÇÃO E COMPRESSÃO, PARA A PRÓTESE DE SEÇÃO VARIÁVEL CONFECCIONADA COM A LIGA F90



Legenda: Tensao máxima de tração (a-b) e mínima (c-d) encontrados no início (a-c) e término (b-d) da análise.

5.4.2.2 Liga de titânio F136

O segundo material aplicado é a liga F136. A distribuição de densidades após 10 (dez) anos da instalação do componente é apresentada na FIGURA 5.27c. Também são apresentados os gráficos de perda/ganho de massa óssea (FIGURA 5.27d) conforme sua zona de Gruen (FIGURA 5.27a).

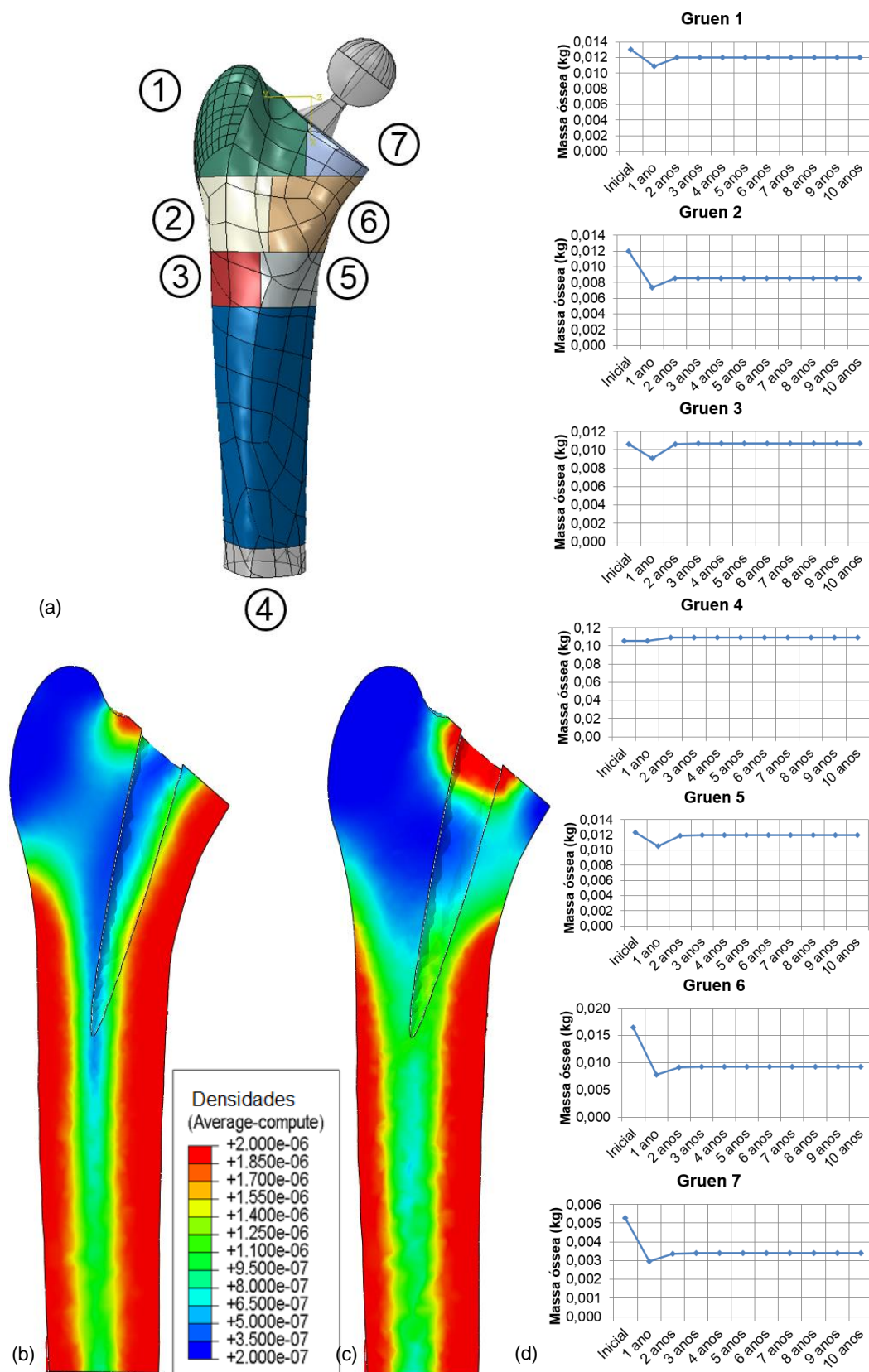
A distribuição de densidades apresenta reabsorção óssea cortical nas zonas de número 2 e 6 em nível moderado-grave. Pode-se notar também, a atrofia do calcar, principalmente, na porção medial da zona 7, chegando esta aos níveis de densidade estipulado para a análise. Para as zonas distais, não há grande variação de massa óssea (FIGURAS 5.27c e 5.27d). A diminuição da seção transversal do componente, principalmente, na região entre cabeça femoral e haste, possibilita que grande quantidade dos esforços de compressão sejam transmitidos ao tecido hospedeiro. Isto é evidenciado na distribuição de densidades, na região proximal, próxima ao corte realizado no colo para instalação do componente.

Os 2 (dois) sinais visualizados na análise com a liga F90, também são apresentados na distribuição de densidades com a liga F136. O nível de *stress shielding* é maior quando comparada à primeira geometria, porém em níveis menores do que o primeiro material. Sua maior flexibilidade possibilita que o carregamento seja transmitido ao longo da interface osso/prótese, produzindo assim, níveis de reabsorção óssea menores. Essa flexibilidade é a responsável pela ainda maior formação de tecido com densidade cortical na região proximal do osso, a qual corresponde ao segundo sinal de mudança, como visualizado na análise com a liga F90.

Os gráficos de ganho/perda de massa óssea (FIGURA 5.27) seguem o mesmo comportamento que as demais análises, onde a maior variação de massa óssea ocorre até o término do segundo ano de análise, tornando-se praticamente constante ao longo da mesma.

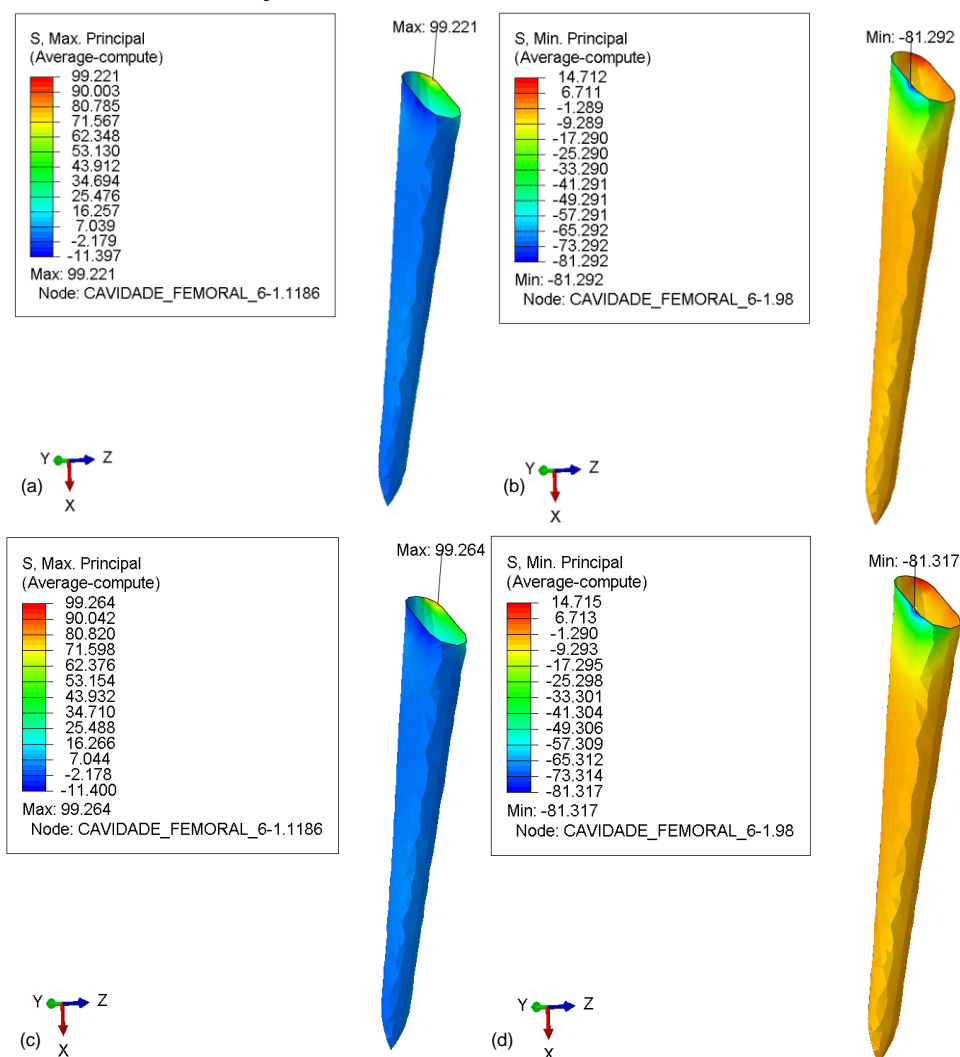
As máximas tensões de tração e compressão são apresentadas na FIGURA 5.28. Nesta, pode-se visualizar a ocorrência de tensões com intensidades maiores na região proximal do fêmur, quando comparada à liga F90 (FIGURA 5.26), favorecendo a formação de tecido com densidade cortical. Os esforços transmitidos pela prótese ao tecido hospedeiro fazem com que o tecido trabecular hospedeiro falhe.

FIGURA 5.27: DISTRIBUIÇÃO DE DENSIDADES (KG/MM³) REFERENTE AO MODELO ANISOTRÓPICO DE STANFORD APÓS A INSTALAÇÃO DA PRÓTESE DE SEÇÃO VARIÁVEL CONFECCIONADA COM O MATERIAL F136



Legenda: divisão a partir das zonas de Gruen (a), vista anteroposterior do fêmur com distribuição de densidades inicial (b) e final (c) e gráficos de ganho/perda de massa óssea referentes a uma análise de 10 (dez) anos (d).

FIGURA 5.28: NÍVEIS DE TENSÕES (MPa) MÁXIMA DE TRAÇÃO E COMPRESSÃO, PARA A PRÓTESE DE SEÇÃO VARIÁVEL CONFECCIONADA COM A LIGA F136



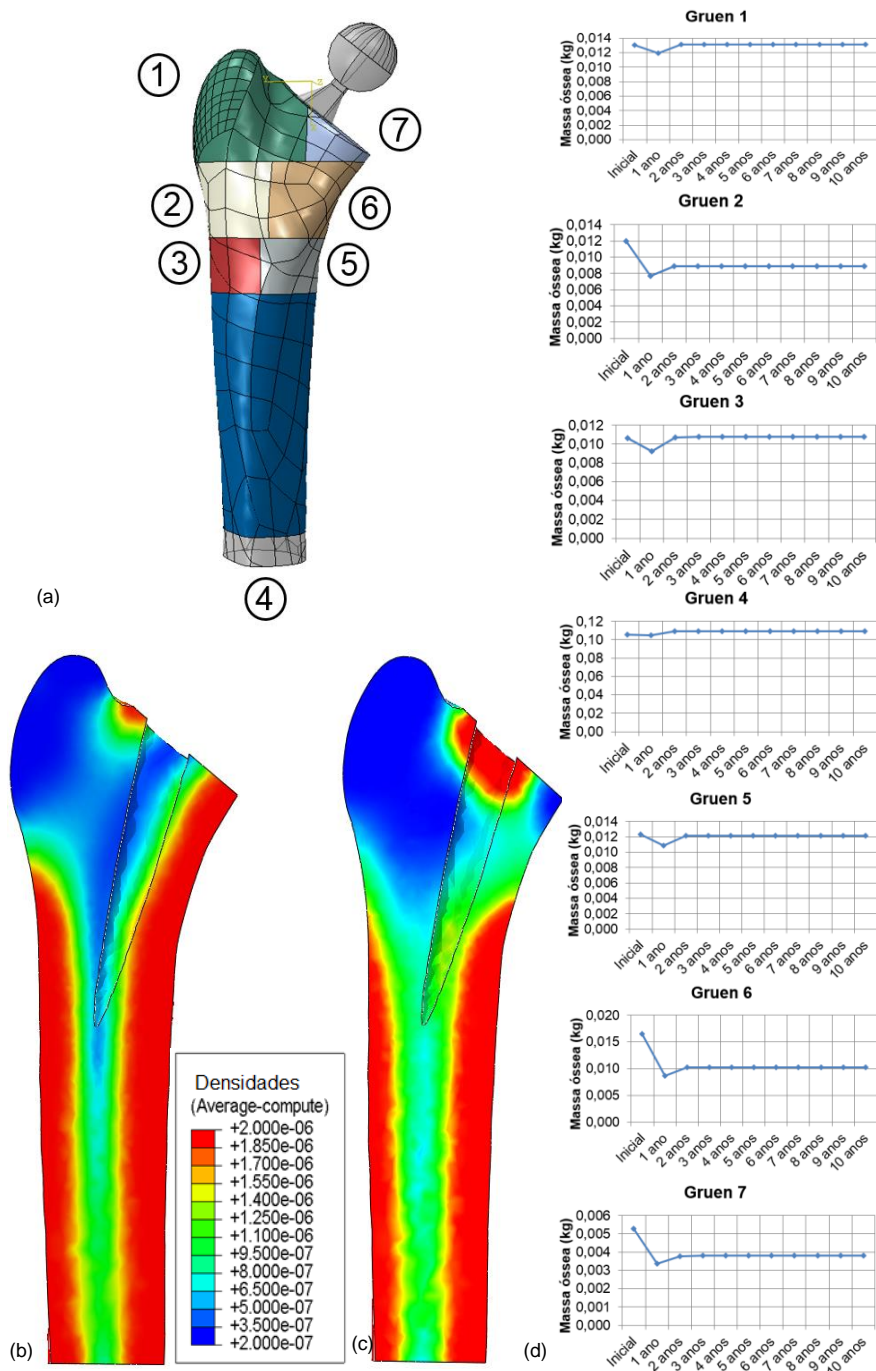
Legenda: Tensão máxima de tração (a-b) e mínima (c-d) encontrados no início (a-c) e término (b-d) da análise.

5.4.2.3 Material virtual

O último material analisado é o virtual, o qual possui a maior flexibilidade entre os materiais analisados. Os resultados para uma análise de acompanhamento de um período de 10 (dez) anos após a instalação da prótese com seção transversal variável, são apresentados na FIGURA 5.29. A distribuição de densidade apresenta o mesmo padrão verificado para os demais materiais. Reabsorção óssea cortical nas zonas 2 e 6, porém em níveis mais amenos. Manutenção de massa óssea nas zonas 3, 4 e 5 de Gruen. Atrofia do calcar, principalmente, na porção medial da zona 7, além de formação acentuada na porção proximal do osso. Bem como para a prótese de Chanrley, o material virtual é o que causa menos modificações quando comparados

com os outros materiais aplicados. Na zona 4, ocorre uma pequena tendência de deposição de material na direção do carregamento compressivo. Esta é em menor intensidade devido à maior transmissibilidade de carregamentos por parte da região proximal do componente.

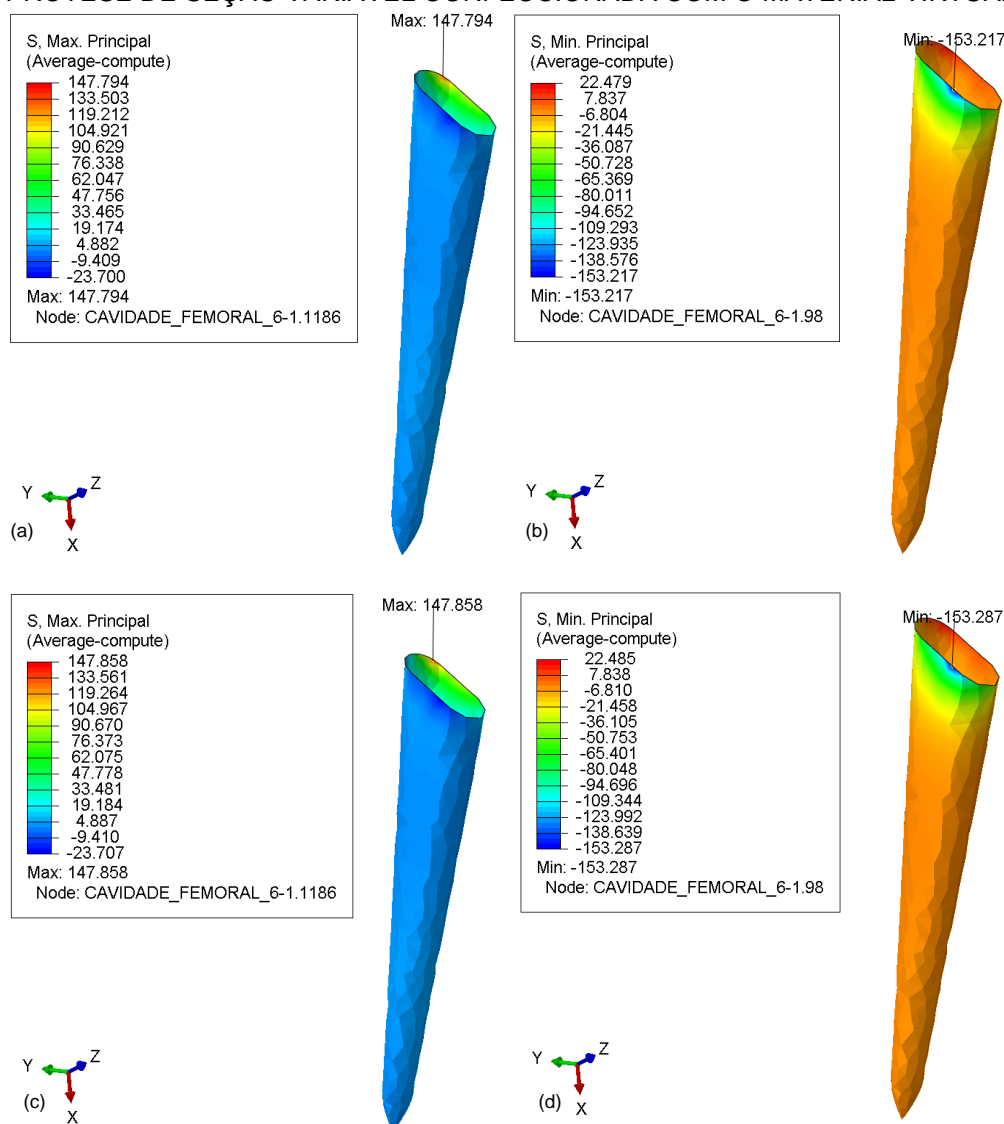
FIGURA 5.29: DISTRIBUIÇÃO DE DENSIDADES (KG/MM³) REFERENTE AO MODELO ANISOTRÓPICO DE STANFORD APÓS A INSTALAÇÃO DA PRÓTESE DE SEÇÃO VARIÁVEL CONFECCIONADA COM O MATERIAL VIRTUAL



Os gráficos de tendência de ganho/perda de massa óssea (FIGURA 5.29d) apresentam o mesmo comportamento das demais análises, onde ocorre grande variação de massa óssea até o término do segundo ano de análise. Após este período, a variação apresenta um comportamento praticamente estável até o final do tempo analisado.

Bem como para os outros materiais analisados, os maiores níveis de tensão máxima e mínima acontecem na região proximal da interface osso/prótese (FIGURA 5.30). Pode-se notar que o favorecimento da transmissão do carregamento. Porém, o nível de compressão inicial ocorrido na interface, faz com que o tecido trabecular hospedeiro falhe por escoamento.

FIGURA 5.30: NÍVEIS DE TENSÕES (MPa) MÁXIMA DE TRAÇÃO E COMPRESSÃO, PARA A PRÓTESE DE SEÇÃO VARIÁVEL CONFECCIONADA COM O MATERIAL VIRTUAL

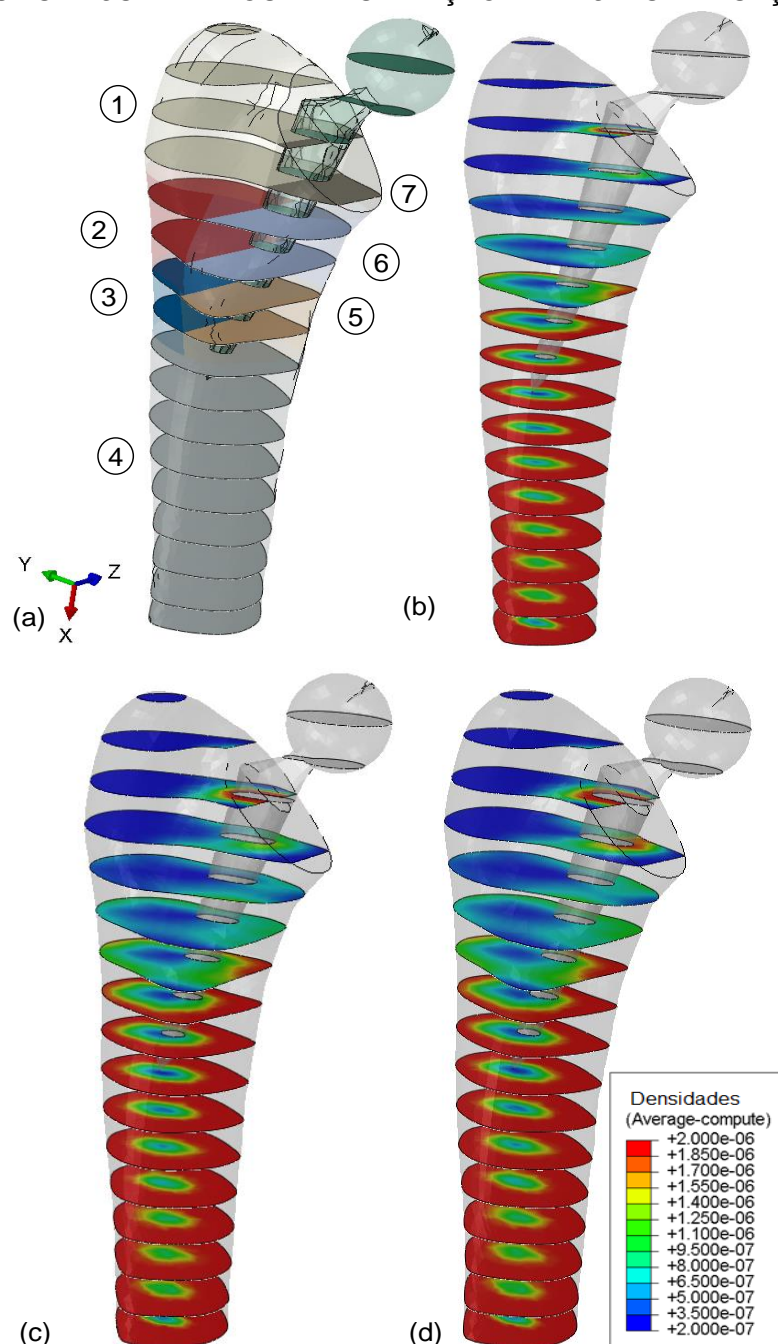


Legenda: Tensão máxima de tração (a-b) e mínima (c-d) encontrados no início (a-c) e término (b-d) da análise.

5.4.2.4 Comparação entre os materiais utilizados

As variações na distribuição de densidades para os dois materiais metálicos, podem ser visualizadas nas seções transversais ao longo do fêmur na FIGURA 5.31 e, numericamente, na TABELA 5.12. Pode-se notar através da Figura a maior transmissibilidade de esforços para os materiais mais flexíveis.

FIGURA 5.31: DISTRIBUIÇÃO DE DENSIDADES (KG/MM³) DIVIDIDA EM SEÇÕES TRANSVERSAIS APÓS DEZ ANOS DA INSTALAÇÃO DA PRÓTESE DE SEÇÃO VARIÁVEL



Legenda: zonas de Gruen definidas no fêmur (a), prótese com a liga F90 (b), liga F136 (c) e material virtual (d).

TABELA 5.12: VARIAÇÃO DA MASSA ÓSSEA (%) PARA OS MATERIAIS APLICADOS À PRÓTESE DE SEÇÃO VARIÁVEL.

Zona de Gruen	Cr-Co-W-Ni (F90)	Ti-6Al-4V (F136)	Virtual
1	-12,4	-7,7	0,880
2	-30,1	-28,6	-25,3
3	-0,2	0,4	1,3
4	3,7	3,6	3,5
5	-3,5	-2,4	-1,0
6	-46,8	-44,2	-37,8
7	-40,3	-35,8	-28,0

A segunda geometria causa danos severos à distribuição de densidades como um todo. Ocorre reabsorção grave no córtex medial e lateral, além de atrofia de mesmo nível no calcar para os três materiais analisados, tendo maiores intensidades para a liga F90. A geometria da prótese favorece a transmissão de esforços na região proximal do fêmur. Porém o tecido ósseo hospedeiro na interface osso/prótese falha para o componente confeccionado com o material virtual. O efeito de *stress shielding* causado pode ser classificado como grave, o qual é referente à ocorrência de pelo menos 8 sinais de reabsorção ao longo do tecido hospedeiro (FIGURA 2.15d).

5.4.2.5 Campo de tensões ocorrente na prótese

AS tensões ocorrentes no componente são as mesmas apresentadas na FIGURA 5.19, sendo que a tensão máxima de von Mises é de 589,356 MPa. As propriedades mecânicas são as mesmas apresentadas na TABELA 5.11 para os materiais metálicos e o material virtual. Assim como que para a prótese de Chanrley, os limites de escoamento não são atingidos, resultando em FS de 2,72 e 1,76 para as ligas F90 e F136, respectivamente. Já o material virtual gera um FS de 0,16, impossibilitando-o de ser utilizado para esta aplicação. Para o limite de resistência à fadiga, as tensões atingem o limite para a liga F90, ocorrendo assim, a falha do componente. O limite de fadiga não é estimado para o material virtual. Além da falha por escoamento, tanto o material virtual como a liga F136 causam a falha no tecido trabecular na região proximal da interface osso/prótese, tornando-os inaptos para serem utilizados para a corrente aplicação. Para a segunda prótese, nenhum dos três materiais está apto para ser aplicado.

6 CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

O corrente estudo teve como objetivo a avaliação da adaptação óssea ocorrente após a instalação de um componente femoral. Duas geometrias são analisadas e considera-se que as mesmas são confeccionadas a partir de três materiais com diferentes níveis de rigidez. O processo de R.O. é simulado através de dois modelos clássicos. Além disso, é considerada a hipótese de que há adesão completa na interface entre osso/prótese.

Como posto por Aldinger et al. (2003), a perda de densidade óssea ao longo do tempo em torno de próteses femorais pode ser explicada a partir de quatro fatores: (1) Remodelação adaptativa em relação à mudança de carregamento imposta sobre o tecido ósseo com a inserção da prótese; (2) a adaptação óssea causada devido à rigidez do material inserido no organismo (*stress shielding*); (3) a perda estimulada pelos particulados formados pelo desgaste dos componentes; e (4) distúrbios metabólicos.

Neste trabalho, os dois primeiros itens são avaliados. Antes da instalação do componente, o tecido do osso é carregado a partir de esforços de compressão e flexão oriundos do carregamento imposto sobre a cabeça femoral, em toda a sua seção transversal. Com a instalação, os esforços passam a ser transmitidos, principalmente, através das cargas de cisalhamento que atuam na região de interface entre osso e prótese. Esta mudança de carregamento gera uma adaptação em relação ao tecido hospedeiro, visto que há uma nova distribuição de estímulos mecânicos nesta região, os quais são totalmente dependentes do campo de tensões atuantes. Desta forma, devido à mudança e, também, à baixa intensidade dos novos carregamentos, há a probabilidade de ocorrência de altos níveis de reabsorção óssea na região.

6.1.1 Modificação do material da prótese

Além da mudança do carregamento, outro fator que influencia diretamente no processo de R.O. é a rigidez do material do componente instalado. Como pode ser visto para as geometrias utilizadas no corrente estudo, quando um material possui maior rigidez, os esforços transmitidos possuem baixa intensidade na região proximal do tecido hospedeiro, causando níveis maiores variações na massa óssea dos córtices e calcar. A liga F90, a qual possui maior rigidez entre os materiais utilizados

no estudo, causa os maiores níveis de reabsorção óssea cortical analisados nas zonas 1, 2, 3, 5 e 6, além de atrofia do calcar (zona 7). Por outro lado, a utilização deste componente causa maiores níveis de tensão na região distal da haste, onde há a formação do pedestal ósseo, sendo este decorrente da tentativa de suporte de cargas compressivas aplicadas sobre a cabeça femoral (zona 4).

Os materiais com menor rigidez transmitem esforços com maiores intensidades nas regiões de interface e proximal do fêmur. Há a ocorrência de reabsorção óssea cortical a atrofia do calcar para o tecido hospedeiro quando uma prótese com a liga F136 é instalada. Porém, se comparada com o primeiro material, as variações possuem níveis menores, conforme posto nas TABELAS 5.4, 5.6, 5.10 e 5.11. Assim, há uma melhoria na transmissibilidade de esforços perante o primeiro material metálico. Já para o material virtual, o mais flexível, a transmissão na região proximal é muito maior. Com a aplicação do carregamento na cabeça femoral da prótese, ocorrem deslocamentos em níveis maiores no componente e, conseqüentemente, na interface. Assim, a solicitação mecânica na porção proximal é maior, resultando inicialmente na manutenção e, posteriormente, na formação de densidades na região.

Observando as distribuições de densidades do tecido hospedeiro, seria coerente concluir que as próteses femorais poderiam ser confeccionadas com materiais mais flexíveis, devido a uma melhor transmissão de esforços na região proximal. Porém, é de extrema importância a avaliação dos esforços ocorrentes nas próteses e escolher materiais com a melhor biofuncionalidade possível. Além de esforços compressivos, resultantes do contato com o componente acetabular, o componente pode estar sujeito à falha estática (por escoamento) e à falha dinâmica (devido a aplicação repetitiva do carregamento ao longo do tempo). Considerando a falha por escoamento, o material virtual torna-se inapto para utilização no corrente estudo. As tensões geradas são muito maiores do que o limite de resistência estimado para este material. Para a prótese de Chanrley, nenhum dos outros materiais falha de forma estática ou dinâmica. Porém, para a prótese de seção variável, as tensões atingem o limite de resistência a fadiga da liga F90, o que, para um caso real, resultaria na necessidade de novo procedimento para remoção do componente com falha, fresagem do tecido adjacente e instalação de uma nova prótese. Além disso, a utilização dos modelos de componentes estudados manufaturados em liga F136 ou material virtual resultam na falha do tecido trabecular.

6.1.2 Modificação da geometria da prótese

A instalação de uma prótese, o material utilizado e sua geometria, resultam em uma série de modificações quanto ao comportamento do tecido ósseo em torno deste componente. Além disso, estas modificações possuem comportamentos particulares a cada indivíduo, ou seja, cada ser humano responde de uma maneira diferente.

A mudança do material, bem como a da geometria da prótese causam alterações na transmissão de esforços. Observa-se que um componente com comprimento e seção transversal maiores transmite esforços de menor intensidade ao tecido hospedeiro do que um componente inferior. Porém, quando sua seção é muito pequena, como para o caso da segunda prótese (seção variável), esta pode sofrer com níveis elevados de tensão, impossibilitando sua utilização, mesmo possuindo melhorias quanto à transmissão de esforços na região proximal do fêmur. A segunda geometria é utilizada no corrente estudo, para verificação do comportamento dos materiais empregados à prótese.

6.1.3 Modelos de remodelação óssea

Quanto ao processo de R.O., são utilizados os modelos isotrópico e anisotrópico de Stanford. Estes modelos são capazes de caracterizar de uma forma qualitativa a distribuição de densidades em um fêmur humano (DICATI, 2015). Para uma análise junto a um componente femoral, estes modelos de R.O. se mostram capazes de caracterizar alterações que são encontradas em análise de radiografias de um fêmur após a ATQ, referentes ao *stress shielding*, como a reabsorção óssea cortical, atrofia do calcar, formação do pedestal ósseo e hipertrofia endosteal. Todos esses sinais podem ser visualizados em radiografias de estudos de acompanhamento de indivíduos que por ventura, necessitaram da utilização de componentes femorais (FIGURA 2.15). Assim, os modelos podem ser utilizados para o estudo do comportamento ósseo após a instalação de uma prótese em um fêmur de uma maneira qualitativa, onde a avaliação é comparativa em relação a radiografias que apresentam a mesma vista da distribuição analisada.

A velocidade de remodelação é um parâmetro de extrema importância, sendo um dos parâmetros necessários para a definição da taxa de deposição ou reabsorção

de densidade óssea. Em geral, a velocidade de remodelação da referência (2×10^{-5} (mm/dia) / (MPa/dia)) causa variações até o término do segundo ano de análise. Este efeito é documentado na bibliografia por meio análises numéricas (KWON et al., 2013; SCANELL e PRENDERGAST, 2009; HERRERA et al., 2008) e evidências clínicas (JAKE e SCOTT, 1996).

6.1.4 Sugestões para trabalhos futuros

Para fins de aprimoramento do estudo, algumas sugestões de trabalhos futuros podem ser indicadas:

- Análise do comportamento do tecido ósseo antes e após a instalação do componente femoral utilizando diferentes modelos de remodelação, como o de Doblaré e García (2001) e Scannel e Prendergast (2009), que utilizam a Mecânica do Dano, o modelo de Lemaire et al. (2004), que envolve a questão biológica no processo, ou o modelo de Mercuri (2012), o qual avalia o processo de R.O. utilizando a micromecânica do contínuo;
- Emprego de modelos de remodelação que consideram o processo de osseointegração, como o proposto por Roesler (2006);
- Utilização de valores experimentais como valores de entrada para o modelo de R.O., como a velocidade de remodelação ou o número de ciclos, por exemplo, como verificado numericamente por Dicati (2015);
- Recuperação do modelo do fêmur antes da ATQ, bem como do seu campo de densidades, a partir de uma tomografia computadorizada;
- Aplicação de métodos estatísticos para validação quantitativa dos resultados;
- Análise de outros modelos de próteses, como as de seção transversal retangular, cônica, com ranhuras ao longo do comprimento, além dos modelos metafisários e de *resurfacing*;
- Aplicação de material com rigidez variável, visto que os mais flexíveis transmitem mais esforços na região proximal, enquanto que os mais rígidos estimulam o tecido hospedeiro junto à porção distal do componente.

REFERÊNCIAS

ABAQUS, versão 6.12-1. Dassault Systèmes, 2012.

ALDINGER, P. R.; SABO, D.; PRITSH, M.; THOMSEN, M.; MAU, H.; EWERBECK, V.; BREUSCH, S. J. Pattern of periprosthetic bone remodeling around stable uncemented tapered hip stem: a prospective 84-month follow-up study and a media 156-month cross-sectional study with DXA. **Calcified Tissue International**, v. 73, p. 115-121, 2003.

ALMEIDA, D. M. C. F. Influência do diâmetro e do material nas pressões de contato no componente acetabular de uma prótese total da anca. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Universidade de Lisboa, 2008.

ANTONIALLI, A. I. S. **Efeito da geometria e da rigidez do projeto da prótese de quadril no estímulo ao remodelamento ósseo**. Tese (Doutorado em Ciência e Engenharia de Materiais) – Universidade Federal de São Carlos, 2013.

ASHBY, F. M. **Materials Selection in Mechanical Design**. 4. ed., Burlington: Elsevier, 2011.

BAGGE, M. **Remodeling of bone structures**. PhD Thesis (Department of Solid Mechanics) – Technical University of Denmark. 1999.

BARBOUR, P S. M.; BARTON, D. C.; FISHER, J. The influence of contact stress on the wear of UHMWPE for total replacement hip prostheses. **Wear**, p. 250-257, 1995.

BARRETT, K. E.; BARMAN, S. M.; BOITANO, S.; BROOKS, H. J. **Ganong. Fisiologia Médica**. 23. ed. Cidade de México: McGraw Hill Lange, 2010.

BOSCHIN, L. C.; ALENCAR, P. G. C. “Stress Shielding”: Avaliação radiográfica após seguimento a longo prazo. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 42, p. 290-296, 2007.

BOSCHIN L. C.; ANACLETO O. L.; ALENCAR P. G. C.; Artroplastia total de quadril não cimentada: avaliação radiográfica após seguimento mínimo de 10 anos de pós-operatório. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 38, p. 589-598, 2003.

BROEKE, R. H. M.; TARALA, M. ARTS, J. J., JANSSEN, D. W.; VERDONSCHOT, N.; GEESINK, R. G. T. Improving peri-prosthetic bone adaptation around cementless hip stems: A clinical and finite element study. **Medical Engineering & Physics**, v. 36, p. 345-353, 2014.

BRUNS, A.; IWAKAMI, W. C. T.; CICONELLI, R. M.; FERNANDES, A. R. C. Doenças do quadril: Avaliação clínica e por imagem. **Revista Brasileira de Reumatologia**, v. 43, p. 96-103, 2003.

BUENO, T. B. **Fratura por estresse**. Disponível em: <http://spallafisioterapia.com.br/tag/dani-lins/>. Acessado em 10/01/2016.

BUSATO, T. S. **Prótese do quadril**. Disponível em: http://www.medicina.doquadril.com.br/protese_do_quadril.php. Acessado em 10/10/2014.

CABRITA, H. A. B. A.; TRINDADE, C. A. C.; GURGEL, H. M. C., LEAL, R. D., MARQUES, R. S. S. Artroscopia de quadril. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 50, p. 245-253, 2015.

CALLISTER, William D. **Ciência e engenharia de materiais: uma introdução**. 7. ed. Rio de Janeiro: LTC, 2007.

CARTER, D. R.; HAYNES, W. C. The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. **Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 59, p. 954-962, 1977.

CHEN, G.; PETTET, G.; PEARCY, M.; MCELWAIN, D. L. S. Comparison of two numerical approaches for bone remodelling. **Medical Engineering & Physics**, v. 29, p. 134-139, 2007.

CORBACHO, M. I.; DAPUETO, J. J. Avaliação da capacidade funcional e da qualidade de vida de pacientes com artrite reumatoide. **Revista Brasileira de Reumatologia**, v. 50, p. 31-43, 2010.

CORADIN, F.; BERTOLINI, G. R. F.; GUERINO, M. R.; BRIEL, A. F. Influência do protocolo acelerado no trabalho da fisioterapia pós operatória de lesão de Labrum acetabular. **Revista de Biologia e Saúde da Unisep**, v.5, p. 9-16, 2012.

CORSO, L. L. Aplicação de procedimentos de otimização e remodelamento ósseo na simulação e análise de problemas de biomecânica. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) — Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2006.

COSTA, J. O.; ALMEIDA, A. M.; JUNIOR, A. A. G.; CHERCHIGLIA, M. L.; ANDRADE, E. I. G.; ACURCIO, F. A. Tratamento da artrite reumatoide no Sistema Único de Saúde, Brasil: gastos com infliximabe em comparação com medicamentos modificadores do curso da doença sintéticos, 2003 a 2006. **Cadernos de Saúde Pública**, v. 30, 283-295, 2014.

COWIN, S. C. Wolff's law of trabecular architecture at remodeling equilibrium. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 108, p. 83-88, 1986.

COWIN, S. C. Structural adaptation of bones. **Applied Mechanics Reviews**, v. 43, p. S126-S133, 1990.

DALLACOSTA, D. **Simulação tridimensional da remodelação óssea em torno de próteses de quadril**. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) — Universidade Federal de Santa Catarina, 2007.

DANIEL, A. L. **Um Modelo mecanobiológico multiescala para o remodelamento ósseo**. Dissertação (Mestrado em Métodos Numéricos) — Setor de Ciência e Tecnologia, Universidade Federal do Paraná, Curitiba, 2013.

DEVITO, F. S.; CHUEIRE, A. G.; BONVICINE, C. Eficácia do uso do templating na artroplastia total do quadril. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 48, p. 178-185, 2013.

DICATI, G. W. O. Análise comparativa entre os modelos de stanford isotrópico e anisotrópico para remodelação óssea utilizando o método dos elementos finitos 2d e 3d. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Universidade Federal do Paraná, 2015.

DICATI, G. W. O.; GUBAUA, J. E.; SILVA, J.; PEREIRA, J. T. Análise do processo de remodelação óssea via modelo de Stanford anisotrópico em modelos bidimensional e tridimensional do fêmur humano. In: Congresso Ibero-Latino Americano de Métodos Computacionais em Engenharia, Rio de Janeiro, 2015.

DICATI, G. W. O.; GUBAUA, J. E.; MERCURI, E. G. F.; PEREIRA, J. T. Modelo de remodelação óssea considerando sobrecarga em um fêmur 3d utilizando método dos elementos finitos. In: XXVI Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, Uberlândia, 2014a.

DICATI, G. W. O.; GUBAUA, J. E.; MERCURI, E. G. F.; PEREIRA, J. T. Análise da remodelação óssea com base densidade de energia de deformação mássica de um fêmur tridimensional utilizando MEF. In: Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica, Paraná, Argentina, 2014b.

DICATI, G. W. O.; GUBAUA, J. E.; PEREIRA, J. T.; DANIEL, A. L.; MERCURI, E. G. F. Análise comparativa da remodelação óssea entre modelos 2d e 3d de um fêmur humano. In: Congresso Ibero-Latino Americano de Métodos Computacionais em Engenharia, Fortaleza, 2014c.

DICATI, G. W. O.; GUBAUA, J. E.; MERCURI, E. G. F.; PEREIRA, J. T. Comportamento da remodelação óssea em um fêmur 3d com a aplicação de diferentes ciclos de carga. In: IV Simpósio de Métodos Numéricos Computacionais, Curitiba, 2014d.

DOBLARÉ, M.; GARCÍA, J. M. Application of an anisotropic bone-remodelling model based on a damage-repair theory to the analysis of the proximal femur before and after total hip replacement. **Journal of Biomechanics**, v. 34, p. 1157-1170, 2001.

DOBLARÉ, M.; GARCÍA, J. M.; CEGOÑINO, J. Development of an internal bone remodeling theory and applications to some problems in orthopaedic biomechanics. **Meccanica**, v. 37, p. 365-374, 2002.

DOBLARÉ, M.; GARCÍA, J. M. On the modeling bone tissue fracture and healing of the bone tissue. **Acta Científica Venezolana**, v. 54, p. 58-75, 2003.

DRAKE, R. L.; VOGL, W.; MITCHELL, A. W. M. **Anatomia para Estudantes**. 2.ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2004.

DUARTE, G. M. H.; ALBERTI, L. R. Artroplastia total cimentada do quadril. **Revista do Médico Residente**, v.15, p. 36-49, 2013.

ENGH, C. A.; GLASSMAN, A. H.; SUTHERS, K. E. The case for porous coated implants – the femoral side. **Clinical Orthopedic Related Research**, v. 261, p. 63-81, 1990.

FISH, J.; BELYTSCHKO, T. **Um primeiro curso em elementos finitos**. 1ª ed., Rio de Janeiro: LTC, 2009.

FORAN, J. R. H.; FISCHER, S. J. Disponível em: <http://orthoinfo.aaos.org/topic.cfm?topic=a00377>. Acessado em 12/10/2015.

FORTTRAN, versão 11.0.061. Intel® Developer Zone, 2011.

GALIA, C. R. **Avaliação preliminar de um protocolo assistencial de artroplastia total de quadril**. Dissertação (Mestrado em Medicina: Cirurgia) – Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2002.

GARCIA, F. L.; PICADO, C. H. F. Tratamento da osteonecrose da cabeça femoral pela técnica do alçapão. **Revista Ortopedia e Traumatologia Ilustrada**, v. 22, p. 101-105, 2011.

GARCÍA, J. M.; DOBLARÉ, M.; CEGOÑINO, J. Bone remodelling simulation: a tool for implant design. **Computational Materials Science**, v. 25, p. 100-114, 2002.

GARIJO, N.; MARTÍNEZ, J.; GARCÍA-AZNAR, J. M.; PÉREZ, M. A. Computational evaluation of different numerical tools for the prediction of proximal femur loads from bone morphology. **Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering**, v. 268, p. 437-450, 2014.

GIL, M. H.; FERREIRA, P. Polissacarídeos como biomateriais. **Química**, v. 100, p.72-74, 2006.

GOMES, L. S. M. Biomateriais em Artroplastia de Quadril: Propriedades, Estrutura e Composição. In: Luiz Sérgio Marcelino Gomes et al. Eds. **O Quadril**. São Paulo: Atheneu, p. 121-143, 2010.

GOZZI, R. **Vídeo Aula 062 - Sistema ósseo/esquelético: Acidentes ósseos do Fêmur**. Disponível em: https://www.youtube.com/watch?v=_SOSJWmFbdw. Acessado em 26/10/2014.

GRABCAD. Disponível em: www.grabcad.com. Acessado em: 25/11/2014.

GREENWALD, A.S.; HAYNES, D.W. Weight-bearing areas in the human hip joint. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 54, p. 157-163, 1972.

GRUEN, T. A.; McNEICE G. M.; AMSTUTZ H. C. "Modes of failure" of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening. **Clinical Orthopaedics and Related Research**. v. 141, p. 17-27, 1979.

GUERMAZI, A.; ALIZAI, H.; CREMA, M. D.; TRATTNIG, S.; REGATTE, R. R.; ROEMER, F. W. Compositional MRI techniques for evaluation of cartilage degeneration in osteoarthritis. **Osteoarthritis and Cartilage**, v.23, p. 1639-1653, 2015.

HALL, S. J. **Basic Biomechanics**. 6.ed. New York: Mc Graw Hill, 2011.

HATEM, M. A. **Artroplastia do quadril – Tipos de próteses**. Disponível em: <http://www.quadrilcirurgia.com.br/tipos-de-proaceteses.html>. Acessado em 12/10/2014.

HATEM, M. A.; LUZ, B. F.; NISHI, R. N.; ALENCAR, P. G. C. Avaliação dos resultados de componentes femoral cônico de fixação proximal não cimentado em fêmur tipo C de Dorr. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 49, p. 260-266, 2014.

HAZELWOOD, S. J.; BRUCE MARTIN R.; RASHID, M. M.; RODRIGO J. J. A mechanistic model for internal bone remodeling exhibits different dynamic responses in disuse and overload. **Journal of Biomechanics**, v. 34, p. 299-308, 2001.

HERRERA, A.; PANISELLO, J. J.; IBARZ, E.; CEGOÑINO, J. A.; GRACIA, L. Densitometric and finite-element analysis of bone remodeling further to implantation of na uncemented anatomical femoral stem. **Revista de Cirugía Ortopédica y trumatológica**, v. 52, p. 269-282, 2008.

HOLZWARTH, U.; COTOGNO, G. Total hip arthroplasty: State of art, challenges and prospects. **Joint Research Centre**, Institute for Health and Customer Protection, Italy, 2012.

HUISKES, R.; WEINANS, H.; GROOTENBOER, H. J., DALSTRA, M.; FUDALA, B.; SLOOFF, T. J. Adaptive bone-remodelling theory applied to prosthetic-design analysis. **Journal of Biomechanics**, v. 20, p. 1135-1150, 1987.

HUISKES, R.; WEINANS, H.; DALSTRA, M. Adaptative bone remodeling and biomechanical design considerations for noncemented total hip arthroplasty. **Orthopedics**, v. 12, 1255-1267, 1989.

HUISKES R., WEINANS, H.; RIETBERGEN, B. The relationship between stress shielding and bone resorption around total hip stems and the effects of flexible materials. **Clinical Orthopaedics ad Related Research**, p. 124-134, 1992.

JACOBS, C. R. **Numerical Simulation of Bone Adaptation to Mechanical Loading**. PhD Thesis (Department of Mechanical Engineering) – Stanford University. 1994.

JACOBS, C. R.; LEVENSTON, M. E.; BEAUPRÉ, G. S.; SIMO, J. C.; CARTER, D. R. Numerical instabilities in bone remodelling simulations: the advantages of a node-based finite element approach. **Journal Biomechanics**, v. 28, p. 449-459, 1995.

JACOBS, C. R.; SIMO, J. C.; BEAUPRÉ, G. S.; CARTER, D. R. Adaptative bone remodeling incorporating simultaneous density and anisotropy considerations. **Journal of Biomechanics**, v. 30, p. 603-613, 1997.

JAKE, W. L.; SCOTT, D.F. Current concepts and review. Total hip arthroplasty with hydroxyapatite-coated prostheses. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 78, p.1918-1934, 1996.

JORDÃO, P.; BAHUTE, A.; FOUNTOURA, U.; MARQUES, P. Técnicas de cimentação femoral. **Revista Portuguesa de Ortopedia e Traumatologia**, v. 21, p 473-478, 2013.

KHENNANE, A. Introduction to finite element analysis using Matlab and Abaqus. Boca Raton: 1. ed. New York: CRC Press, 2013.

KWON, J. Y.; NAITO, H.; MATSUMOTO, T.; TANAKA, M. Estimation of change of bone structures after total hip replacement using bone remodeling simulation. **Clinical Biomechanics**, v. 28, p. 514-518, 2013.

LABRONICI, P. J.; ALVES, S. D.; SILVA, A. F.; GUIBERTI, G. R.; HOFFMANN, R.; NETO, J. N. A.; PENEDO, J. L. M. Estudo anatômico do terço proximal do fêmur: impacto femoroacetabular e o efeito cam. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 44, p. 120-124, 2009.

LAGE, A. L. A.; FAGA, A. **Prótese de recapeamento (“resurfacing”) do quadril**. Disponível em: <http://clinicalage.com/site/protese-de-recapeamento-resurfacing-do-quadril/>. Acessado em: 11/10/2014.

LAURINDO, I. M. M. et al. Artrite reumatóide: diagnóstico e tratamento. **Revista Brasileira de Reumatologia**, v. 44, p. 435 – 442, 2004.

LEMAIRE, V; TOBIN, F. L.; GRELLER, L. D.; CHO, C. R.; SUVA, L. J. Modeling the interactions between osteoblast and osteoclast activities. **Journal of Theoretical Biology**, v. 229, p. 293-309, 2004.

LI, J.; LI, H.; SHI, L.; FOK, A. S. L.; UCER, C.; DEVLIN, H.; HORNER, K.; SILIKAS, N. A mathematical model for simulating the bone remodeling process under mechanical stimulus. **Dental Materials**, v. 23, p. 1073-1078, 2007.

MACEDO, C. A. S. **Desenvolvimento de haste femoral não cimentada nacional, validada por normas internacionais**. Tese (Doutorado em Medicina: Cirurgia) – Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2007.

MACEDO, C. A. S. **Tipos de próteses**. Disponível em: <http://www.protesedoquadril.com.br/>. Acessado em 30/10/2015.

MALONEY, W. J. et al. Biomechanical and histologic investigation of cemented total hip arthroplasties. A study of autopsy-retrieved femurs after in vivo cycling. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, p.129-140, 1989.

MARTINI, F. H.; TIMMONS, M. J.; TALLITCH, R. B. **Anatomia Humana**. 6.ed., Madrid: Pearson Addison Wesley, 2009.

MATSUO, K.; IRIE, N. Osteoclast-osteoblast communication. **Archives Biochemistry and Biophysics**, v. 473, p. 201-209.

McLAUGHLIN, J. R.; LEE, K. R. Uncemented total hip arthroplasty using a tapered femoral component in obese patients: An 18-27 year follow-up study. **The Journal of Arthroplasty**, v.29, p. 1365-1368, 2014.

McLAUGHLIN, J. R.; LEE, K. R. Total hip arthroplasty with an uncemented femoral component. Excellent results at ten-year follow-up. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v.79, p. 900-907, 1997.

MCNAMARA, M. L.; PRENDERGAST, P. J. Bone remodeling algorithms incorporating both strain and microdamage stimuli. **Journal of Biomechanics**, v. 40, p. 1381-1391, 2007.

MERCURI, E. G. F. **Modelagem multiescala de tecidos mineralizados considerando a micromecânica da dinâmica celular**. Tese (Mestrado em Métodos Numéricos) – Setor de Ciência e Tecnologia, Universidade Federal do Paraná, Curitiba, 2012.

MINISTÉRIO DA SAÚDE (2014). **Into promove mutirão de cirurgias de quadril**. Disponível em: <http://portalsaude.saude.gov.br/index.php/cidadao/principal/agencia-saude/14912-into-promove-mutirao-de-cirurgias-de-quadril>. Acessado em 14/10/2015.

MULLIKEN, B. D.; BOURNE, R. B.; RORBECK, C. H.; NAKAY, N. A tapered titanium femoral stem inserted without cement in a total hip arthroplasty. Radiographic evaluation and stability. **Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 78, 1996.

NAMUR, R. S. Influência do eletrólito ácido e do método de obtenção no crescimento e propriedades de óxidos anódicos de tântalo para aplicações biomédicas. Dissertação (Mestrado em Engenharia e Ciência dos Materiais) – Universidade Federal do Paraná, 2014.

NATALIO, M. A.; OLIVEIRA, R. B. C.; MACHADO, L. V. H.; WALTRICK, P. T. Tratamento fisioterapêutico da osteonecrose da cabeça do fêmur. Um relato de caso. **Revista Digital**, v. 137, 2009.

NETTER, F. H. **Atlas de Anatomia Humana**. 5.ed., Rio de Janeiro: Elsevier, 2011.

OLIVEIRA, F. S. **Caracterização e Propriedades Mecânicas de Próteses para Quadril**. Dissertação (Mestrado em Ciência dos Materiais) – Instituto Militar de Engenharia, Rio de Janeiro, 2013.

OLIVEIRA, H.R. Desenvolvimento de um método para montagem do sistema osso-prótese em modelos computacionais da artroplastia total do joelho. Dissertação

(Mestrado em Engenharia Mecânica) – Universidade Federal de Santa Catarina, 2014.

OLIVEIRA, L. S. A. F., OLIVEIRA, C. S., MACHADO, A. P. L. M., ROSA, F. P. Biomateriais com aplicação na regeneração óssea – método de análise e perspectivas futuras. **Revista de Ciências Médicas e Biológicas**, v.9, p. 37-44, 2010.

Organização Mundial de Saúde. **Chronic diseases and health promotion**. Disponível em: <http://www.who.int/chp/topics/rheumatic/en/>. Acessado em 07/10/2015.

OSHKOUR, A. A.; ABU OSMAN, N. A.; BAYAT, M.; AFSHAR, R.; BERTO, F. Three-dimensional finite element analyses of functionally graded femoral prostheses with different geometrical configurations. **Materials and Design**, v 56, p 998-1008, 2014.

PAWLIKOWISKI, M.; SKALSKI, K.; HARABURDA, M. Process of hip joint prosthesis design including bone remodeling phenomenon. **Computers & Structures**, v. 81, p. 887-893, 2003.

PEREIRA, B. R. R.; MENDOZA, I. Y. Q.; COUTO, B. R. G. M.; ERCOLE, F. F.; GOVEIA, V. R. Artroplastia do quadril: Prevenção de infecção do sítio cirúrgico. **Revista SOBECC**, v. 19, p. 181-187, 2014.

PETIS S. M.; HOWARD, J. L.; McAULEY, J. P.; SOMERVILLE, L.; McCALDEN, R. W.; MACDONALD, S. J. Comparing the long-term results of two uncemented femoral stems for total hip arthroplasty. **The Journal of Arthroplasty**, v.30, p. 781-785, 2015.

PETTERSEN, S. H.; WIK, T. S.; SKALLERUD, B. Subject specific finite element analysis of stress shielding around a cementless femoral stem. **Clinical Biomechanics**, v. 24, p. 196-202, 2009.

PIRES, A. L. R.; BIERHALZ, A.C. K.; MORAES, A. M. Biomateriais: Tipos, aplicações e mercado. **Química Nova**, v. 38, o. 957-971, 2015.

PIVONKA, P.; ZIMAK, J.; SMITH, D. W.; GARDINER, B. S.; DUNSTAN, C. R.; SIMS, N. A.; MARTIN, T. J.; MUNDY, G. Model structure and control of bone remodeling: A theoretical study. **Bone**, v. 43, p. 249-263, 2008.

POLESELLO, G.; SAKAL, D. S.; ONO, N. K.; HONDA, E. K.; GUIMARÃES, R. P.; JÚNIOR, W. R. Importância do diagnóstico da fratura subcondral da cabeça do fêmur, suas diferenças com a necrose avascular e seu tratamento. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 44, p. 102-105, 2009.

RATNER, B. D.; HOFFMAN, A. S.; SCHOEN, F. J.; LEMONS, J. E. **Biomaterials Science. An introduction to materials in medicine**, 1.ed., San Diego:Academic Press, 1996.

REDDY, J. N. **An Introduction to the Finite Element Method**. 3.ed., New York: Mc Graw Hill, 2006.

REDDY, J. N. **Energy Principles and Variational Methods in Applied Mechanics**. 2 ed., New Jersey: John Wiley & Sons, 2002.

REZENDE, M. U.; CAMPOS, G. C.; PAILO, A. F. Conceitos atuais em Osteoartrite. **Acta Ortopédica Brasileira**, v. 21, p. 120-122, 2013.

RODRIGUES, D. C. G.; SILVA, R. V.; FILHO, B. J. R. **Fisiologia articular do membro inferior**, 2003. Disponível em:
http://www.wgate.com.br/conteudo/medicinaesaude/fisioterapia/alternativa/fisiologia_membro_inferior.htm Acessado em: 30/10/2014

RODRIGUES, L. B. Aplicações de biomateriais em ortopedia. **Estudos Tecnológicos em Engenharia**, v. 9, p. 63-76, 2013.

ROESLER, C. R. M. **Adaptação mecânica do osso em torno de implantes ortopédicos**. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Universidade Federal de Santa Catarina, 2006.

ROSIS, R. G.; MASSABKI, P. S.; KAIRALLA, M. Osteoartrite: Avaliação clínica e epidemiológica de pacientes idosos em instituição de longa permanência. **Revista Brasileira de Clínica Médica**, v. 9, p. 101-108, 2010

RÜBERG, T. **Computer simulation of adaptative bone remodeling**. Dissertação (Mestrado) – Centro Politécnico Superior, Universidade de Zaragoza, Espanha, 2003

SANDIFORD, N.; DOCTOR, C.; RAJARATNAM, S. S.; AHMED, S.; EAST, D. L.; MILES, K.; BUTLER-MANUEL, A.; SHEPPERD, J. A. N. Primary total hip replacement with a Furlong fully hydroxyapatite-coated titanium alloy femoral component. **The Bone & Joint Journal**, v. 95, p. 467-471, 2013.

SANTOS, A. L. G.; DEMANGE, M. K.; PRADO, M. P.; FERNANDES, T. D.; GIGLIO, P. N.; HINTERMANN, B. Lesão de cartilagem e osteoartrose do tornozelo: Revisão de literatura e algoritmo de tratamento. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 49, p. 656-672, 2014.

SANTOS, L. A. **Processamento e caracterização da liga 66co-28cr-6mo (%peso) para implantes**. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Universidade de São Paulo, Escola de Engenharia de Lorena, 2012.

SCANELL, P. T.; PRENDERGAST, P. J. Cortical and interfacial bone changes around a non-cemented hip implant: Simulations using a combined strain/damaged remodeling algorithm. **Medical Engineering & Physics**, v. 31, p. 477-488, 2009.

SCHEINER, S.; PIVONKA, P.; HELLMICH, C.; SMITH, D. W. Mechanobiological regulation of bone remodeling - Theoretical development of a coupled systems biology-micromechanical approach. **ArXiv e-prints**, jan. 2012.

SOBOTTA, J. **Atlas de anatomia humana**. 20.ed. atual. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1995.

SOLIDWORKS, versão 2012-2013, Dassault Systèmes Solidworks Corporation, 2012.

SOUZA, L. A. F. **Modelo numérico anisotrópico de remodelação óssea interna fundamentado na mecânica do dano contínuo**. Tese (Doutorado em Métodos Numéricos) – Setor de Ciência e Tecnologia, Universidade Federal do Paraná, Curitiba, 2009.

STRICKLAND, A. M. **Enhanced pre-clinical assessment of total knee replacement using computational modeling**. PhD. Thesis (Faculty of Engineering, Science & Mathematics) - University of Southampton, 2009.

STÜLPNER, M.A.; REDDY, B.D; STARKE, G.R. SPIRAKIS, A. A three-dimensional finite analysis of adaptive remodeling in the proximal femur. **Journal of Biomechanics**, v. 30, p. 1063-1066, 1997.

TORTORA, G. J. **Corpo humano. Fundamentos da anatomia e fisiologia**. 4.ed. Porto Alegre: Artimed Editora, 2000.

TURNER, A. W. L.; GILLIES, R. M.; SEKEL, R.; BRUCE, W.; WALSH, W. R. Computational bone remodeling simulations and comparisons with DEXA results. **Journal of Orthopaedic Research**, v.23, p.705-712, 2005.

VAN DER GRAAFF, K. M., **Anatomia Humana**. 6 ed. Barueri: Editora Manole, 2003.

VARANO, R. **Structure-Property Investigation of Co-Cr-Mo Alloys Used in Metal-Metal Total Hip Replacements**. Dissertation (Department of Mining and Metallurgical Engineering) – McGill University, Montreal, Canada, 1998.

VON RECUM, A.F.; LABERGE, M. Educational goals for biomaterials science and engineering: perspective view. **Journal of Applied Biomaterials**., v.6, p.137-144, 1995.

WEINANS, H., HUISKES, R. AND GROOTENBOER, H. J., Effects of material properties of femoral hip components on bone remodeling. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 10, p. 845-853, 1992.

YAN, W.; BERTHE, J.; WEN, C. Numerical investigation of the effect of porous titanium femoral prosthesis on bone remodeling. **Materials and Design**, v. 32, p. 1776-1782, 2010.

ZIENKIEWICZ, O. C.; TAYLOR, R. L. **The Finite Element Method – Volume 1: The Basis**. 5 .ed., Oxford: Butterworth Heinemann, 2000.

APÊNDICE

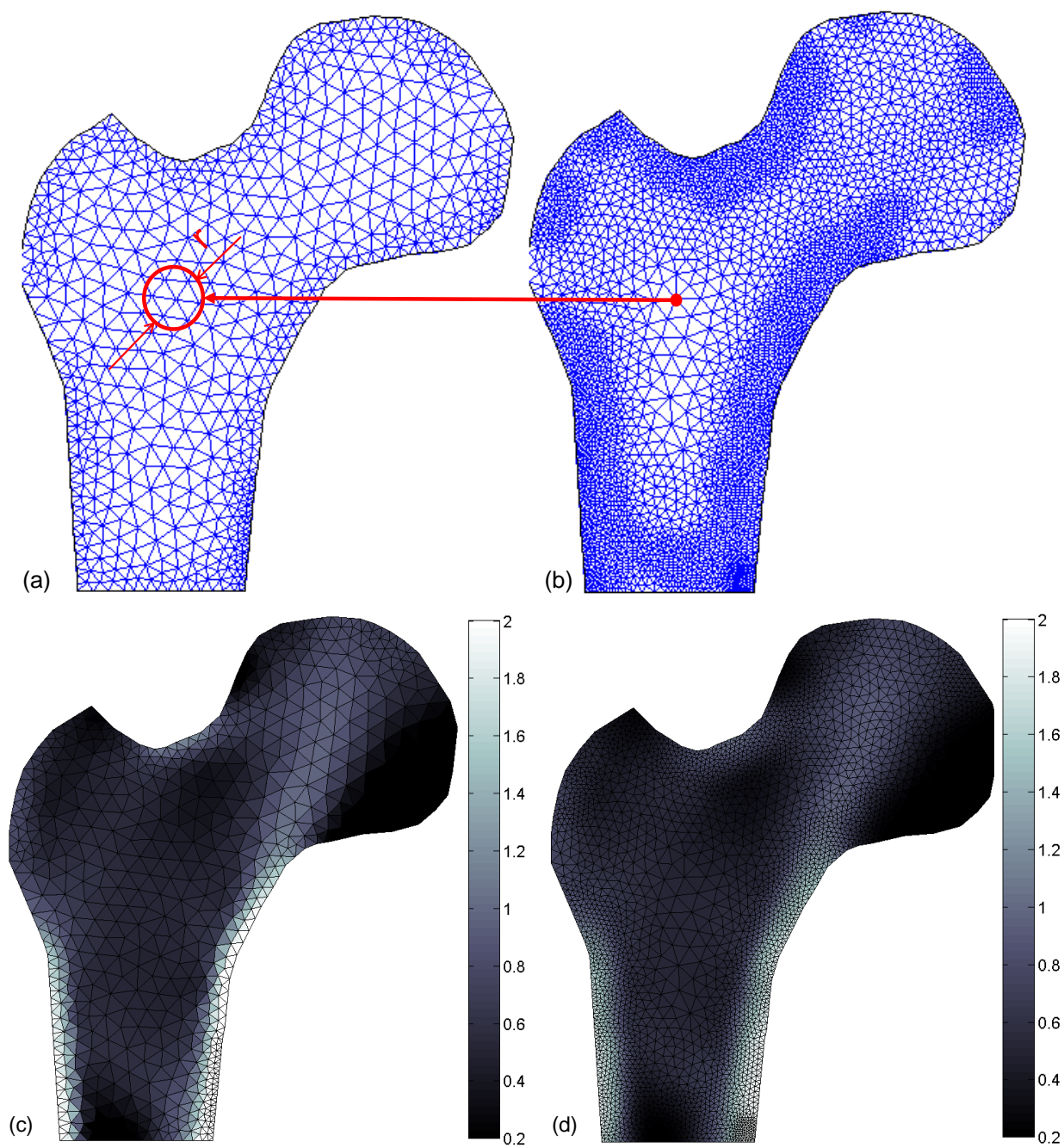
A.1 RECUPERAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO DE DENSIDADES

A distribuição de densidades inicial para as análises após a ATQ é recuperada a partir do campo de densidades de equilíbrio resultante do processo de R.O. para o fêmur antes do procedimento cirúrgico. Esta recuperação é realizada a partir de uma série de rotinas desenvolvidas utilizando o *software* Matlab®. Para explicação do procedimento utilizado, a malha antes da ATQ é denominada antiga, enquanto que após o procedimento, nova.

O processo de inicia a partir das informações de conectividade e coordenadas da malha antiga, além do valor de densidade para cada nó que contém a mesma. Tomando as coordenadas de um nó qualquer da malha nova em relação à antiga, define-se uma região de busca para identificação dos nós que a compõem, e posterior, atribuição do valor de densidade ao nó utilizado. Esta região é centralizada neste nó, sendo idealizada como um círculo para o caso bidimensional e uma esfera para o tridimensional, de raio r . As FIGURAS A.1.1a e A.1.1b apresentam a identificação da região de busca para uma análise de um modelo bidimensional do fêmur humano. A densidade nodal para a nova malha é obtida através de uma média ponderada entre o valor de densidade de todos os nós antigos internos a região de busca. Assim, uma densidade inicial para o elemento pode ser determinada, a partir de uma média simples, por meio dos nós que o compõem. Isto é necessário realizar devido à utilização de densidades para o elemento como dado de entrada para o *software* Abaqus®. A recuperação da distribuição de densidades para um fêmur bidimensional é apresentada nas FIGURAS A.1.1c e A.1.1d. O mesmo procedimento é realizado para cada componente da matriz constitutiva de rigidez para o caso do modelo anisotrópico de remodelação óssea.

Pode-se notar que há pequenas diferenças entre as distribuições inicial e recuperada. Isto se deve a necessidade de identificação da região de busca e realização da média ponderada. Esta diferença é mitigada conforme o raio do círculo ou esfera for menor.

FIGURA A.1.1: EXEMPLO DE RECUPERAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO DE DENSIDADES PARA UMA GEOMETRIA BIDIMENSIONAL DO FÊMUR HUMANO



Legenda: malhas inicial (a) e final (b), além da distribuição de densidades resultante do processo de R.O. inicial (c) e recuperada (d).